UNIVERSITÉ DE NANCY I

U.E.R. DE P.C.B.

C.N.R.S. N° AO 5898

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour obtenir le grade de

DOCTEUR-INGÉNIEUR

par

Jean-Bernard AUTRIC

Ingénieur E. N. S. E. M.

SUJET :

Étude et réalisation d'un automatisme séquentiel destiné à la commande d'une prothèse de main

---

Soutenue publiquement le 26 Juin 1971 devant la Commission d'Examen

---

Membres du Jury :

Président : M. R. GUILLIEN

Examinateurs : Mme M.-T. BESSOT

MM. R. HUSSON

R. MAINARD

R. MARI

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41551919_0001

UNIVERSITÉ DE NANCY I U.E.R. DE P.C.B.

C.N.R.S. N° AO 5898

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

pour obtenir le grade de

DOCTEUR-INGÉNIEUR

par

Jean-Bernard AUTRIC

Ingénieur E. N. S. E. M.

SUJET :

Étude et réalisation d'un automatisme séquentiel destiné à la commande d'une prothèse de main

---

Soutenue publiquement le 26 Juin 1971 devant la Commission d'Examen

---

Membres du Jury :

Président : M. R. GUILLIEN

Examinateurs : Mme M.-T. BESSOT
MM. R. HUSSON
R. MAINARD
R. MARI

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

AVANT-PROPOS

Le travail que nous allons décrire a été réalisé à l'Institut de Génie Biologique et Médical de Nancy. Ce travail consistait à étudier les possibilités de commande automatique d'une prothèse de main.

Nous tenons à remercier particulièrement Monsieur le Professeur R. GUILLIEN, Directeur de l'Institut de Génie Biologique et Médical qui a toujours montré un intérêt profond pour notre travail et nous a prodigué ses conseils autorisés.

Nous remercions Madame le Docteur M.T. BESSOT, pour sa bienveillance tout au long de ce travail et d'avoir bien voulu faire partie du Jury.

Nous remercions également Monsieur le Professeur R. MARI, Directeur de l'Institut des Sciences de l'Ingénieur pour les locaux et le matériel qu'il a mis à notre disposition et d'avoir bien voulu faire partie de notre Jury.

Nous remercions aussi Monsieur le Professeur R. MAINARD et Monsieur le Professeur R. HUSSON d'avoir accepté de faire partie de notre Jury.

Que Monsieur E. YVROUD, Directeur Technique de l'Institut de Génie Biologique et Médical reçoive nos remerciements les plus vifs pour son dévouement sans limites.

Nous remercions Mademoiselle DUBOIS pour sa compétence dévouée et efficace qui a facilité notre tâche.

Nous remercions nos camarades, Chercheurs et Techniciens, pour les échanges d'idées toujours fructueuses que nous avons eues avec eux.

***

S O M M A I R E

AVANT-PROPOS

SOMMAIRE 1

CHAPITRE I - INTRODUCTION 3

CHAPITRE II- TRAVAUX ANTERIEURS 5

CHAPITRE III-CHOIX DU PROCEDE POUR RENDRE AUTOMATIQUE
LE FONCTIONNEMENT D'UNE PROTHESE DE MAIN 11

CHAPITRE IV- CIRCUITS ELECTRONIQUES 19

A - Généralités 19

B - Commandes 19

I - Choix du mouvement 20

a) Amplificateur de jauge 20

b) Réglage automatique du zéro 22

1) Nécessité 22

2) Correcteur numérique 25

3) Génération de u_N et u 26

4) Commande des compteurs CB_1 et CB_2.... 27

II - Contrôle 30

C - Mémoire-mouvements 31

I - Mise en forme 31

II - Compteur 32

D - Programmateur 34

I - Rappels théoriques 34

II - Principe du programmateur 36

III - Description 39

a) mémoire-adresse 39

b) Multiplexeur 40

c) Mémoire-programme 40

d) Démultiplexeur ou décodeur 43

e) Circuits d'horloges 43

f) Extensions possibles du programmateur 45

g) Programmation - Application au cas
de la prothèse 46

IV - Circuits annexes 48
a) Variables de sorties 48
b) Variables d'entrées 52
c) Autres moyens d'obtenir les variables de sorties 52
d) Convertisseur numérique-analogique 55
e) Mise à l'état initial 56

CHAPITRE V - DESCRIPTION DES CARACTERISTIQUES A DONNER A UNE PROTHESE DE MAIN POUR S'ADAPTER AUX COMMANDES PRECEDENTES 57

CHAPITRE VI- CONCLUSION 60

BIBLIOGRAPHIE 63

***

ERRATUM : lire 1 N 5306 au lieu de 1 N 5358.

CHAPITRE I - INTRODUCTION

Le besoin en prothèses de main ou de membre supérieur augmente d'année en année. Les causes principales de cette augmentation sont multiples : accroissement de la population, accroissement des causes d'accidents (automobiles, machines-outils). Il y a aussi un passif important dû aux guerres, aux médicaments (Thalidomide), aux malformations congénitales.

Le développement d'une prothèse du membre supérieur est freiné par divers problèmes. Ces problèmes sont à la fois techniques, physiologiques et psychologiques.

1 - Parmi les problèmes techniques, on peut citer : l'apport d'énergie (électrique ou pneumatique), la complexité de la fonction à imiter, les divers niveaux d'amputations (amputation de la main, de l'avant-bras).

2 - Les problèmes physiologiques englobent :

- la nécessité de placer la prothèse le plus tôt possible après l'amputation.
- la difficulté de rééduquer et de commander plusieurs mouvements avec le moins d'ordres possibles.

3 - Les problèmes psychologiques ne sont pas à oublier : La prothèse doit ressembler au mieux à la main vivante, au point de vue de la forme, de la souplesse d'emploi, du silence de fonctionnement.

Les tentatives antérieures de réalisation de prothèses ont toutes buté sur ces problèmes, et en particulier sur celui de la commande.

Le but de notre recherche est de disposer d'une unité de commande recevant des ordres simples et permettant à une prothèse de main d'effectuer des mouvements complexes grâce à un programme pré-établi, mais facilement modifiable.

Cette unité de commande peut ainsi faire fonctionner aussi bien une prothèse qu'une orthèse, et dans les deux cas, s'adapter aux conditions particulières de l'amputé.

Nous donnerons enfin des éléments destinés à poursuivre la recherche entreprise, notamment en ce qui concerne les effecteurs, et aussi des idées pour la structure mécanique de la prothèse, idées que nous n'avons pu mettre en pratique, car nous avons dû nous consacrer à un problème plus restreint.

*
* *
*

CHAPITRE II - TRAVAUX ANTERIEURS

L'homme a de tous temps essayé de suppléer par des prothèses des fonctions perdues par suite d'accidents ou de maladies.

Les prothèses de bras ont tout d'abord été des mains en bois ou des crochets en fer. Puis elles sont devenues mobiles grâce à des câbles que manoeuvrait l'amputé. Ces prothèses mécaniques sont encore très courantes.

On a tenté de mobiliser les prothèses par une source d'énergie externe. La première prothèse électrique digne de ce nom a été conçue en Allemagne par WILMS (1940). Cette prothèse est connue sous le nom de main Vaduz. Elle est mue par un moteur électrique commandé par un capteur pneumatique "tout ou rien" qui détecte la globularisation d'un muscle du moignon. Il n'y a pas de régulation de la prise (1, 2)

Les Chercheurs se sont aperçus qu'il était souhaitable d'utiliser dans la mesure du possible les muscles ayant eu une fonction dans le membre amputé. Les muscles du moignon peuvent, en effet, se contracter, mais il faut conserver cette possibilité par des exercices le plus tôt possible après l'amputation (3, 4). Les muscles que l'on peut utiliser sont par exemple les fléchisseurs et les extenseurs des doigts, situés dans le moignon (5,6,7).

En se contractant, un muscle développe des tensions électriques appelées tensions myo-électriques (2,8,9). Les Chercheurs

ont orienté leurs travaux sur la commande des prothèses par les potentiels myo-électriques.

Les Russes ont ouvert la route en fabriquant une main électrique commandée par les signaux myo-électriques recueillis sur le moignon de l'amputé (10,11,12). Elle ne peut effectuer qu'un seul mouvement.

Cette prothèse a été reprise au Canada (13,14) où on a développé la partie "commande". Un prototype de bras électrique a été conçu pour réaliser une prothèse complète de bras.

Les Américains ont eux aussi travaillé sur une main ne donnant qu'un seul mouvement (15). Cette prothèse possède un contrôle automatique de la préhension, elle est commandée par l'amputé grâce à un capteur à cristal.

Dans la complexité croissante de la régulation de la prise, on peut citer une prothèse suédoise qui est contrôlée par un asservissement en position indiquant à l'amputé, par l'intermédiaire d'un vibreur, la position de sa main (16). On a aussi songé à faire la régulation par les muscles restants au moyen d'excitations électriques, surtout pour les orthèses (8,9,17).

Les Allemands ont oeuvré dans le sens de l'industrialisation avec la prothèse Otto Bock(18). Les Anglais ont étudié à l'Institut de Recherches Nucléaires une prothèse très efficace.

Elle ne possède qu'un mouvement, mais dispose d'un asservissement en force et en vitesse (19,20,21,22) qui lui confère un mouvement rapide et souple.

Il ne faut pas oublier de mentionner les Japonais dont une prothèse est commandée par un capteur myo-électrique implanté (23)

Les prothèses précédentes n'avaient dans leur première version qu'un seul mouvement. Les doigts étaient rigides avec une courbure fixe, et le pouce en apposition permanente.

Dans le but d'améliorer la qualité de la préhension de la prothèse, une équipe yougoslave a réalisé une prothèse possédant deux prises, et dont les doigts ont un mouvement physiologique, puisqu'ils s'enroulent autour de l'objet. Cette prothèse est connue sous le nom de main de Belgrade (1,24). Cette prothèse a l'avantage de se fermer au contact de l'objet, et de limiter la force de serrage. Elle est commandée par un potentiomètre fixé sur l'épaule de l'amputé.

Cette prothèse a été étudiée à Nancy (Mme le Docteur M.T. BESSOT, Centre de Rééducation fonctionnelle). Les Italiens l'ont dotée d'une commande myo-électrique et d'un asservissement en position (25).

En France, le Professeur RABISCHONG (26) a adapté à cette prothèse un contrôle de la force par jauges de contraintes, et un

détecteur de glissement renforçant le serrage.

On a toujours cherché à obtenir des prothèses possédant plus de mouvements et se rapprochant davantage de la main vivante dans la forme et le comportement.

Ainsi les Japonais ont développé une prothèse de main poly-fonctionnelle avec poignet actif (27). Elle est commandée par les signaux myo-électriques de quatre muscles. Ainsi la position du poignet (pendant la prono-supination) est repérée par 8 positions des quatre muscles. Elle est actionnée par des câbles et des vérins. Dans la même catégorie, on trouve une prothèse suédoise (28) qui est aussi actionnée par des câbles.

En France, au Ministère des Anciens Combattants, M. BARRACHINA, a réalisé une prothèse de main commandée par les signaux myo-électriques. Nous avons vu cette prothèse construite avec des plaques métalliques comme phalanges.

Chaque doigt est actionné par un micro-moteur situé au niveau du métacarpe, et le pouce est opposable.

Les Anglais ont conçu une prothèse dite "Main de Collins" qui est mue par des câbles (29).

En fait, toutes ces prothèses sont conçues pour être placées sur des bras artificiels.

Le problème de la commande est alors assez complexe (8, 30, 31, 32, 33, 34), et doit être résolu par des calculateurs électroniques dans le cas des orthèses en particulier (35).

Une équipe du Massachussetts Inst. of Technology a conçu une prothèse active de coude appelée bras de Boston. On peut citer d'autres prothèses du coude (16, 36,37,38,39). Des bras complets ont été étudiés, tel le bras électrique "Rancho" (40,41,42) qui est doté d'une prothèse active de main (43).

Dans le domaine des bras artificiels, l'énergie hydraulique ou pneumatique trouve une application intéressante. Le mouvement est produit par des vérins (44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51) ou bien par des soufflets (39, 52, 53, 52 bis).

Il faut dire que toutes les prothèses de bras ne sont pas encore commercialisées vu les difficultés rencontrées pour les commander.

Dans l'étude que nous venons de développer, nous pouvons résumer le problème des prothèses de main comme suit :

Il est important de prendre comme source d'information des muscles (du moignon de préférence) qui ont un mouvement antagoniste (fléchisseur, extenseur). On peut déceler ce mouvement par des capteurs de déplacement, des capteurs de globularisation, des

capteurs myo-électriques de surface ou implantés (54). L'énergie nécessaire à la mobilisation de la prothèse peut être d'origine électrique, pneumatique ou mixte.

***

CHAPITRE III - CHOIX DU PROCEDE POUR RENDRE AUTOMATIQUE LE FONCTIONNEMENT D'UNE PROTHESE DE MAIN

La plupart des prothèses que nous avons énumérées au paragraphe précédent sont encore au stade de la petite série. Les seules prothèses ayant eu un développement plus important sont celles ayant un seul mouvement, à savoir la pince tridigitale.

En effet, les prothèses effectuant plusieurs prises ont besoin de mobiliser plusieurs muscles. Ces derniers travaillent dans des conditions anormales, d'une part parce qu'ils n'ont pas l'habitude de travailler sans opposition des muscles antagonistes, et d'autre part parce que les commandes nerveuses s'effectuent à partir du système nerveux moteur sous le contrôle conscient de l'amputé.

La commande de la prothèse accapare toute l'attention du sujet à tous les instants. Aussi préfère-t-il utiliser sa main valide et ne se servir de la prothèse que comme appoint.

Les amputés bilatéraux ou bien les personnes paralysées des deux bras ont plus de facilité à s'adapter aux prothèses ou orthèses. D'autre part, eux seuls ont besoin d'une prothèse performante puisqu'ils n'ont plus de fonction équivalente à la fonction de la main.

En partant de ces constatations, nous avons défini, au cours de réunions avec le Professeur RABISCHONG et l'aide constante de Madame le Docteur M.T. BESSOT un cahier des charges auquel

devrait répondre une prothèse de main, tant dans la partie commande qui fait l'objet de notre travail, que dans la structure mécanique qui sera indiquée au chapitre V.

La préhension naturelle met en jeu deux sortes d'actes, des actes conscients de choix, de précision, d'adaptation et des actes inconscients que nous pourrions appeler des "sous-programmes", inscrits dans le système nerveux par l'expérience.

Ainsi quand une personne désire saisir un objet, cela met en jeu une suite d'actes que nous avons rassemblés ci-dessous :

Actes conscients	Actes inconscients
- décision de saisir un objet	La main s'ouvre puis se referme sur l'objet : - Détermination de la position de l'objet, - mobilisation des muscles pour l'atteindre et le saisir suivant sa forme.
- Utilisation de l'objet	- contrôle du serrage
- La main lâche l'objet	- retrait par réflexe dans le cas d'un danger (température, piqûre, etc...)
- repose de l'objet	

Pendant la prise, personne n'a jamais pensé un seul instant aux muscles qu'il fallait utiliser et à la force nécessaire.

Ce n'est que pour des travaux très précis que l'attention du sujet est concentrée sur sa main.

La méthode employée par la prothèse pour saisir un objet doit se rapprocher au mieux de cette suite logique d'actes conscients et inconscients. La commande consciente doit être laissée à l'amputé, alors que les actes inconscients doivent être accomplis sans sa participation par la seule prothèse. La figure 1 donne le schéma du système "amputé - prothèse". L'amputé décide d'effectuer une prise. Son système nerveux moteur fait contracter un muscle (fléchisseur). Suivant le nombre de contractions, il est possible de définir le type de prise. Cette contraction est décelée par un capteur qui transmet l'information aux circuits de commandes. Ces circuits réalisent automatiquement les mouvements des doigts et du pouce nécessaires à la prise.

Le schéma retenu dans ce travail peut se résumer comme suit:

Actes réalisés par l'amputé	Actes réalisés par la prothèse
L'amputé décide de prendre un objet et choisit la prise.	La prothèse s'ouvre
Il approche la main de l'objet	La prothèse détermine le moment où elle doit saisir l'objet.
L'amputé utilise l'objet.	Elle s'adapte à l'objet et maintient la prise.
L'amputé décide de lâcher l'objet.	S'il y a danger, elle refuse de saisir l'objet, ou elle s'ouvre à nouveau.

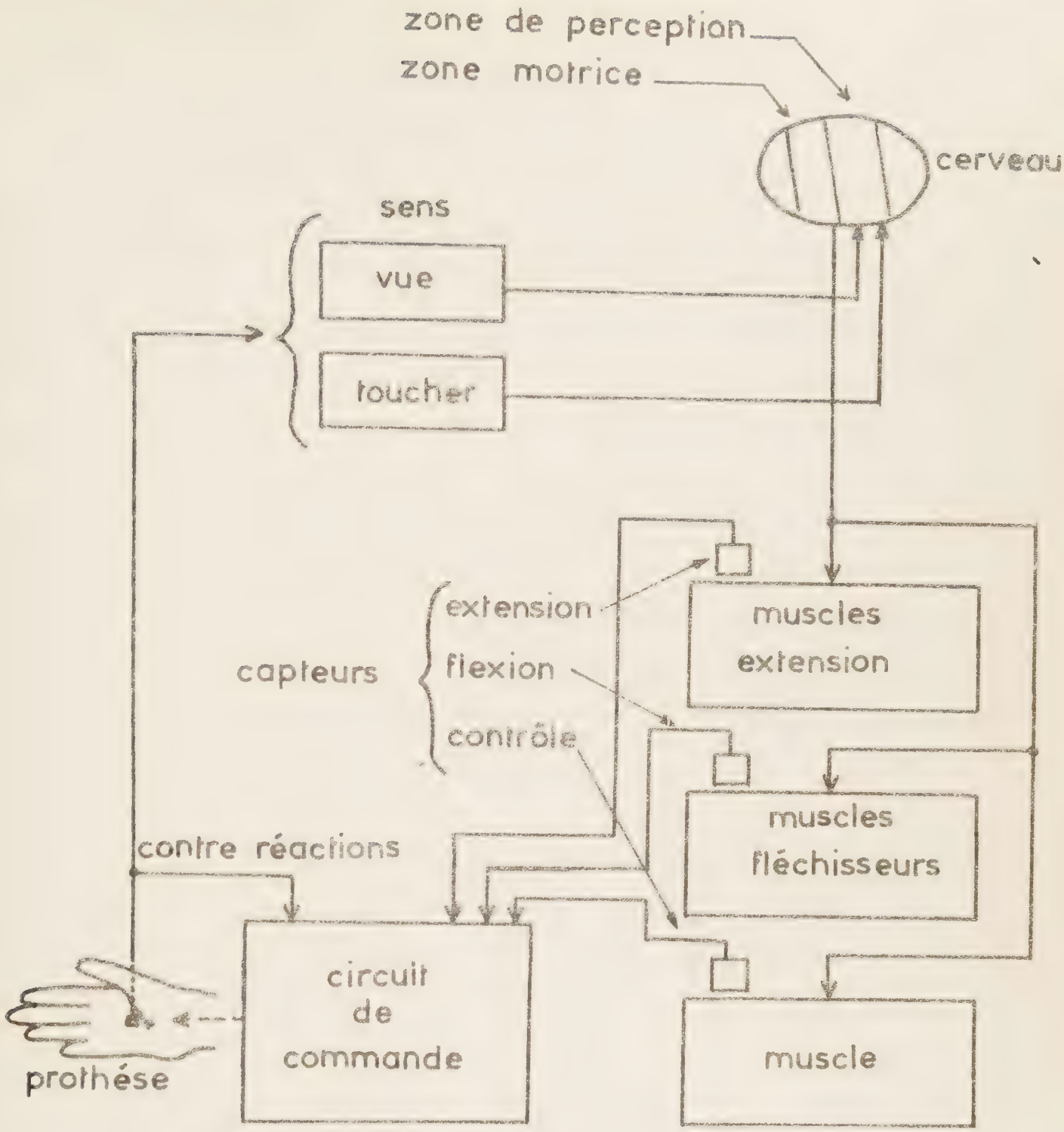


DIAGRAMME DU SYSTEME "AMPUTE - PROTHESE"

Le schéma calquant au maximum le mode de préhension naturel doit réduire l'apprentissage nécessaire à la commande de toute prothèse de main.

Les appareillés sont en général des adultes ou des enfants, mais jamais des bébés. Il s'agit de personnes ayant dépassé l'âge propre de l'apprentissage. C'est un des principaux obstacles à l'utilisation facile des prothèses élaborées jusqu'ici.

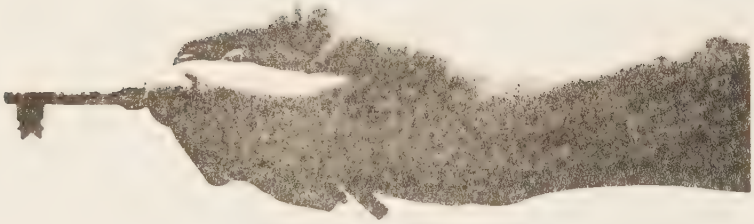
Ce fait souligne le véritable fond du problème.

Tous les efforts doivent viser à réduire au maximum la part consciente de la commande en développant le contrôle automatique de la prothèse. Ainsi l'amputé est libéré d'un apprentissage pour lequel il n'est plus fait.

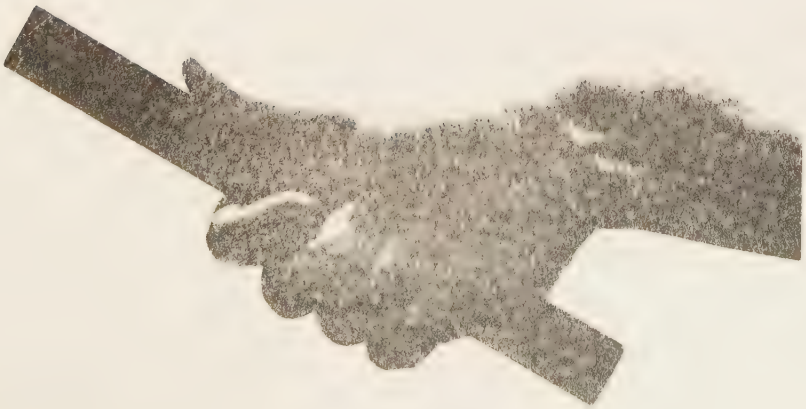
En ce qui concerne les contraintes physiologiques propres à la préhension, il est apparu nécessaire de prévoir trois modes de préhension ou prises. Ces prises fondamentales sont les suivantes :

- la prise tridigitale (opposition sublatérale)(Photo 1)
- la pince latérale (opposition sub-termino latérale) (photo 2)
- l'empaumement (opposition digito-palmaire) (photo 3).

Photographie 1 : Pince tridigitale .



Photographie 2 : Pince latérale .



Photographie 3 : Empaumement .

La pince tridigitale est utilisée pour tenir de petits objets, pour écrire, pour manger.

La pince latérale permet de saisir des objets plats, clefs, papiers.

L'empaumement est surtout une prise pour l'effort, la main s'enroulant autour de l'objet.

Ces trois prises n'ont aucune utilité si le plan de prise est fixe. On doit donc adjoindre un mouvement de prono-supination. Cette prono-supination est conservée par le moignon et pourra être amplifiée par la prothèse. Le poignet peut être fixe en légère extension.

Pour que la prothèse suive le cycle que nous avons indiqué plus haut, nous avons conçu un automatisme qui, en fonction de variables d'entrées, produit des variables de sortie qui commandent des organes effecteurs destinés à mobiliser la prothèse. Nous avons ainsi comme variables d'entrées :

- A : variable de flexion
  le pouce est mobile en flexion A = 1
  le pouce est inactif A = 0
- B : variable de l'antépulsion du pouce
  le pouce est écarté de la paume B = 1
  le pouce est dans le plan de la paume B = 0
  (adduction)

- SM1 : variable de déclenchement

  l'objet à saisir est dans le plan de prise

  SM1 = 1

  l'objet à saisir n'est pas dans le plan de

  prise SM1 = 0

- Stp : l'amputé désire arrêter sa prise Stp = 1
- Tp : variable de température

  température de l'objet trop élevée Tp = 1

  température de l'objet normale Tp = 0

- Crtl : variable de contrôle

  l'amputé veut contrôler volontairement la prise

  Crt = 1.
- Dp : l'amputé désire effectuer une prise Dp = 1

Les variables précédentes sont des variables des conditions extérieures. Il faut d'autres variables qui permettent de connaître l'état et la position de la prothèse. Ces variables sont obtenues par des fins de courses.

- Xeq DFO contrôle de l'extension des doigts
- Xeq PFO contrôle de l'extension du pouce
- Xeq RD contrôle de la position de repos des doigts
- Xeq RP contrôle de la position de repos du pouce
- Xeq PL contrôle de la position de pince latérale des doigts
- Xeq PAA contrôle de l'antépulsion du pouce.

Les figures 2,3 donnent les zones de validité des variables de positions, et la figure 4 les emplacements des capteurs de positions.

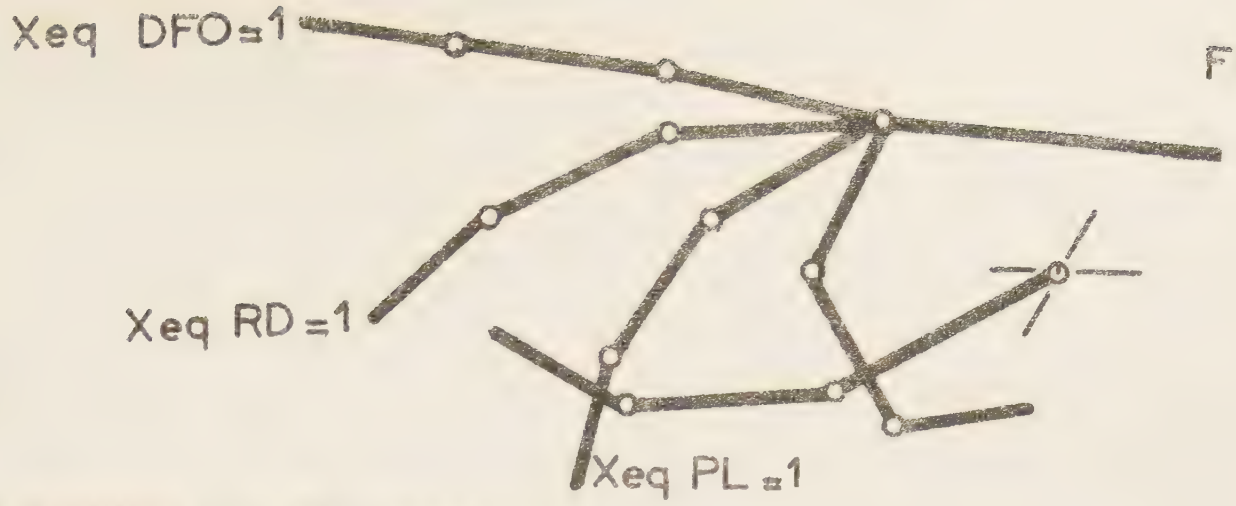


FIG: 2

VARIABLES DE POSITION
DES DOIGTS

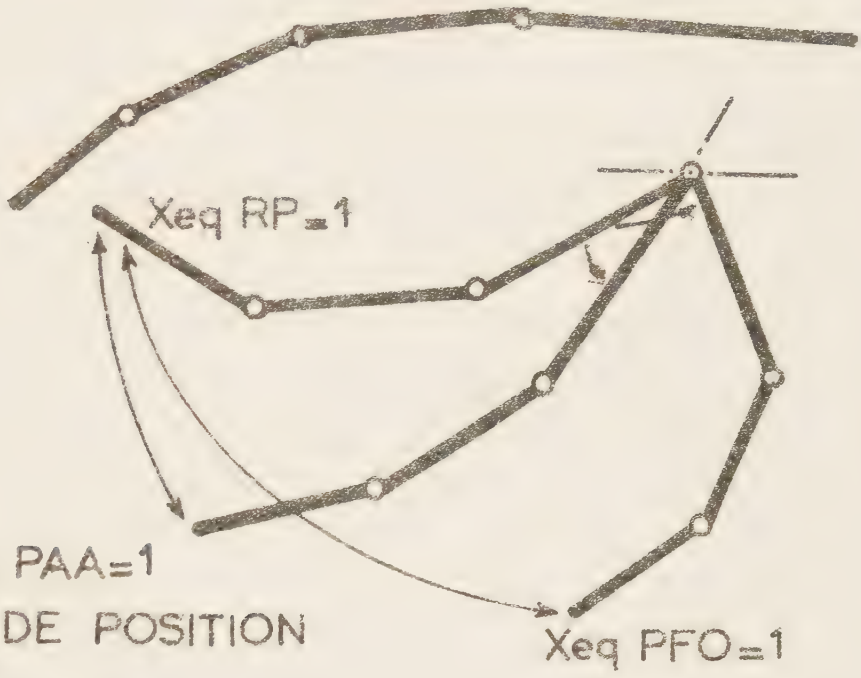


FIG: 3

VARIABLES DE POSITION
DU POUCE

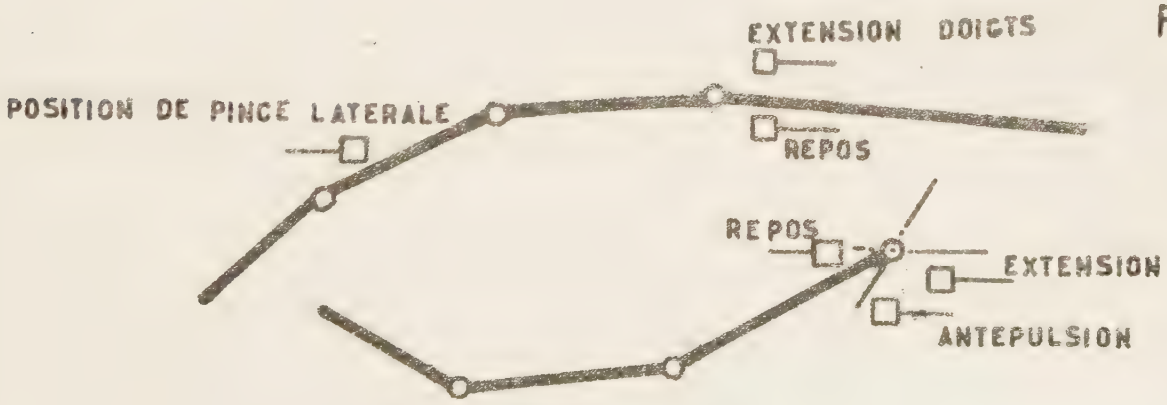


FIG: 4

EMPLACEMENTS POSSIBLES DES CAPTEURS DE POSITION

Nous avons comme variables de sorties :

- DFO ouverture des doigts
- DFR fermeture rapide des doigts
- DFL fermeture lente
- PAA antépulsion aller
- PAR antépulsion retour
- PFO ouverture rapide du pouce
- PFR fermeture rapide du pouce
- PFL fermeture lente
- CD contrôle volontaire de position des doigts
- CP contrôle volontaire de position du pouce.

Nous avons d'autres variables de sortie qui sont des remises à zéro obtenues au cours du déroulement du programme. Ce sont les variables R(10), R(11), R(4), R(12). Ces variables seront décrites au chapitre IV.

Nous pouvons détailler le cycle suivi quand l'amputé décide de saisir un objet. Cette décision est indiquée à l'automatisme par une ou plusieurs contractions d'un muscle (fléchisseur par exemple). Une mémoire "mouvement" est chargée et le contenu (A, B) de cette mémoire représente la prise choisie.

Si l'amputé a besoin de la prise tridigitale (B = 1), il faut que le pouce se place en antépulsion, puis les doigts doivent s'ouvrir. Ils se referment rapidement si l'objet est dans le plan de prise; si la température est trop élevée (Tp = 1), la main s'ouvre,

sinon l'automatisme branche le contrôle automatique, soit sur le pouce (pince latérale), soit sur les doigts (pince tridigitale, empaumement). L'amputé peut alors arrêter la prise et la prothèse lâchant l'objet revient à zéro, ou bien décider du contrôle volontaire (Crtl = 1) de la prise (contrôle de position) , puis arrêter la prise (Stp = 1). La prothèse revient alors à zéro.

Il est nécessaire de pouvoir modifier le programme pour l'adapter à chaque cas particulier. Ainsi, l'amputé peut ne pas vouloir une prothèse à déclenchement automatique, ni avoir besoin du contrôle volontaire. Il aurait fallu refaire toute l'étude de l'automatisme à chaque appareillage sans cette possibilité.

***

CHAPITRE IV - CIRCUITS ELECTRONIQUES

A - Généralités

Nous avons conçu et réalisé nos circuits électriques dans le cadre d'une prothèse basse de main, possédant la prise tridigitale, la prise latérale et l'empaumement. En plus, la prothèse doit se fermer sur l'objet, contrôler sa prise sans l'intervention de l'amputé.

Pour cela, nous nous sommes fondés sur le schéma de la figure 5. Ce schéma contient cinq éléments :

1 - commande

2 - la mémoire "mouvement"

3 - le prógrammateur

4 - les effecteurs

5 - la structure mécanique de la main.

Notre étude a essentiellement porté sur les trois premiers éléments.

B - Commandes

Les commandes sont transmises de l'amputé vers la prothèse au moyen de capteurs.

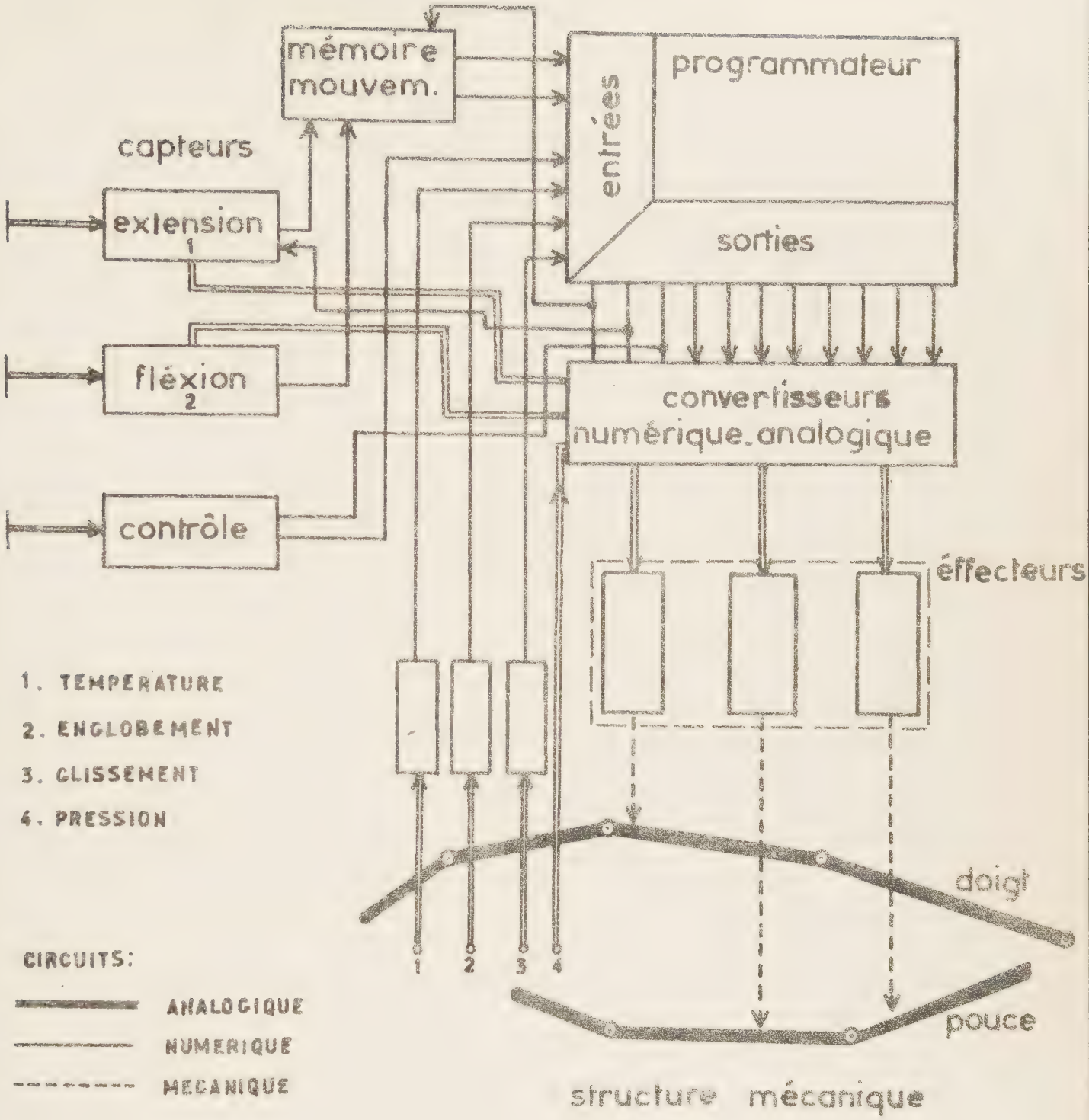


DIAGRAMME DE LA COMMANDE DE LA PROTHESE

I - Choix du mouvement

Pour connaître la volonté du sujet, les prothésistes ont utilisé des capteurs myo-électriques dans la plupart des cas. Ces capteurs ont de nombreux défauts. Il faut généralement une pâte pour maintenir les électrodes sur la peau, car la résistance de contact entre la peau et les électrodes varie. Pour les capteurs myo-électriques implantés, il faut les alimenter, et ils sont vite englobés dans un tissu qui les rend inefficaces.

D'autre part, le signal électrique est fortement perturbé par le secteur ou d'autres parasites tels que les muscles voisins du muscle choisi.

a) Amplificateur de jauge

Il nous a paru préférable de choisir comme capteur une jauge de contraînte. Nous avons choisi une jauge à semi-conducteur (Si) Endevco, type 8101 dont la sensibilité est de 1,4 % Δ R/R/gm. Ce choix nous a été indiqué par la simplicité de montage de la jauge (figure 6).

Cette jauge (55) peut se monter de deux façons différentes :

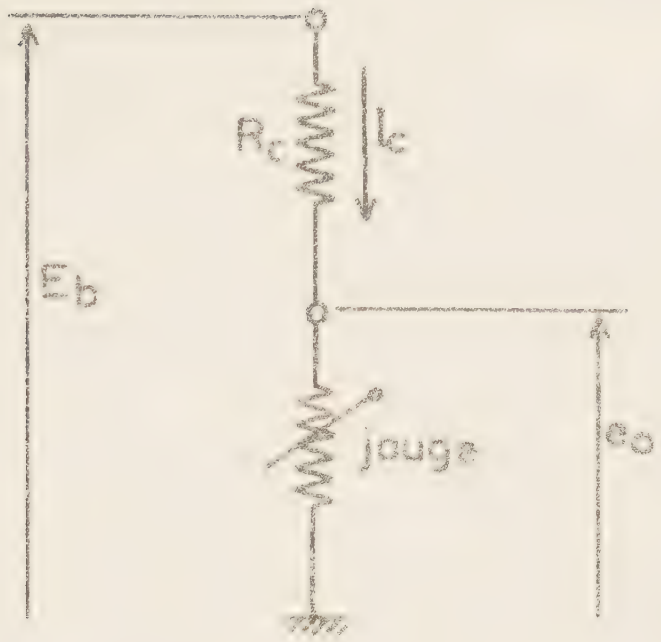
- La tension Eb est constante

Nous avons :

$$(1) \qquad eo = Eb \frac{R}{R + Rc}$$

En dérivant par rapport à R :

$$deo = E_b \frac{Rc}{(R + Rc)^2} \, dR$$



MONTAGE DE LA JAUGE

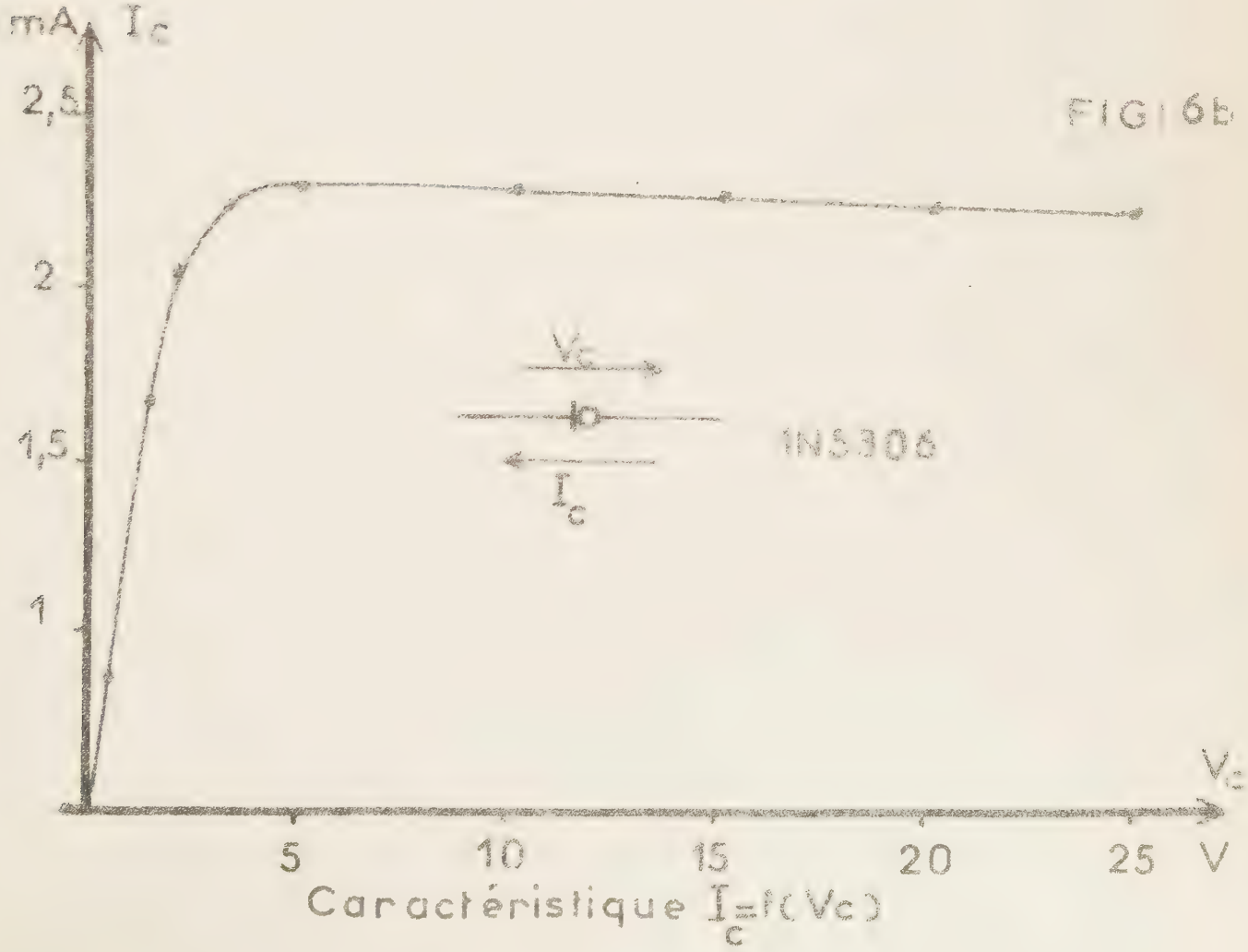


FIG 6b

Caractéristique $I_c = f(V_c)$

La variation maximale est obtenue pour R = Rc

$$deo_{Max} = \frac{Eb}{2} \cdot \frac{dR}{R}$$

Comme dans eo = Eb

$$\Delta eo = \frac{eo}{4} \cdot \frac{\Delta R}{R}$$

- Le courant traversant Rs est constant, nous supposons alors que Rs est infini.

Si I_c est le courant traversant la jauge,

$$eo = I_c.R$$

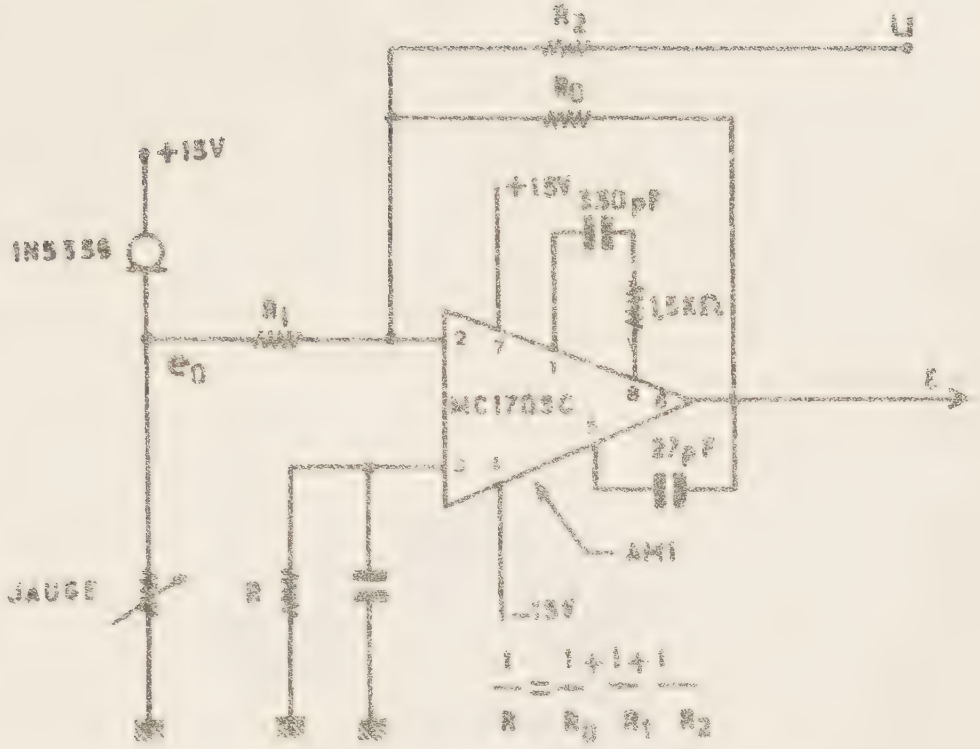
$$I_c = eo/R$$

$$\Delta eo = eo \frac{\Delta R}{R}$$

La sensibilité $\frac{\Delta eo}{eo}$ est 4 fois la sensibilité du montage à tension constante. Cependant, il est difficile de disposer d'une source haute tension (50 V) pour utiliser le 2e montage. Aussi avons-nous pensé utiliser une diode à courant constant (IN 5300) dont la caractéristique est donnée à la figure 6b . Nous disposons ainsi d'une grande sensibilité dynamique.

La tension eo est ensuite amplifiée par un amplificateur opérationnel type MC 1709 C monté en gain de 10 environ (figure 7). Nous avons placé deux jauges sur un bracelet (photo 4). Elles sont situées de part et d'autre du bras. Elles captent ainsi grâce à un palpeur relié à une lame d'acier souple la contraction de muscles antagonistes. Comme nous utilisons une chaîne continue pour amplifier le signal qu'elles délivrent, il est possible de disposer d'une commande proportionnelle. Celle-ci ne sera toutefois utilisée qu'à la suite d'un ordre donné au moment voulu.

FIG. 7



AMPLIFICATEUR DE LA JAUGE

Photographie 4 ; Le bracelet pour les capteurs
de choix et d'arrêt .

Les deux capteurs du bracelet sont montés suivant le schéma de la figure 8. La tension E_{EX} du capteur d'extension et la tension E_{FX} du capteur de flexion sont envoyées sur un amplificateur opérationnel monté en différentiateur. La sortie de cet amplificateur vaut :

$$Ec = G(E_{FX} - E_{EX})$$

Cette tension Ec sera utilisée par la suite pour le contrôle de position de la prothèse, grâce à un potentiomètre suiveur du mouvement des doigts ou du pouce.

Chaque circuit possède son réglage de zéro et un circuit de mise en forme qui peut être inhibé.

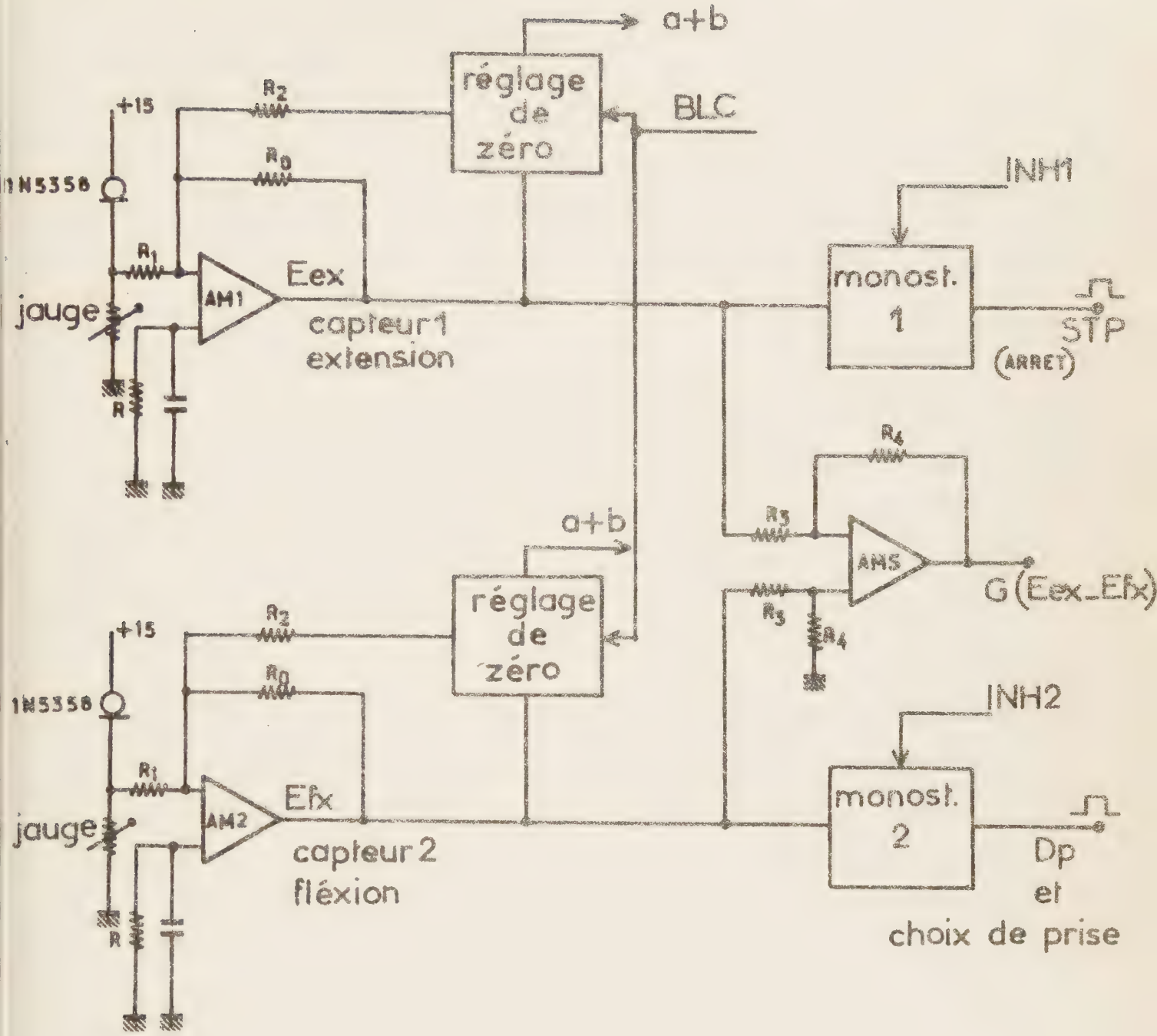
Ainsi le circuit de mise en forme du capteur de flexion est inhibé 1 s après la 1re contraction des fléchisseurs, ce capteur est utilisé seulement pour déterminer le mouvement.

En revanche, le circuit de mise en forme du capteur d'extension n'est inhibé que pendant un court instant, pour indiquer à la prothèse de relâcher la prise et de se mettre au repos.

b) Réglage automatique du zéro

1) Nécessité du réglage

Malheureusement, la lame d'acier n'a jamais la même courbure initiale quand l'amputé place sa prothèse. Aussi le niveau de sortie de l'amplificateur est décalé d'une tension continue correspondant à la flexion permanente de la lame. Une



MONTAGE COMPLET DES CAPTEURS "DECISION"

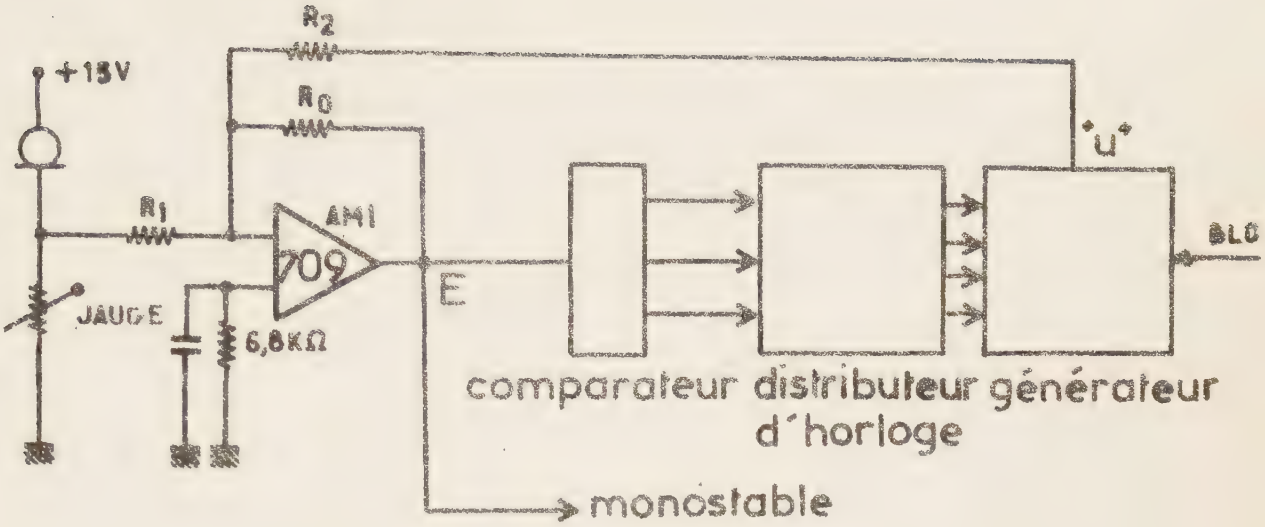
composante continue est gênante pour l'attaque du circuit de mise en forme et représente une erreur initiale si nous voulons commander le serrage de la prothèse proportionnellement à la contraction du muscle.

On peut s'affranchir de ce problème en mettant une capacité à l'entrée et rejeter la composante continue issue de la jauge, mais nous nous privons alors de pouvoir utiliser le capteur en mode proportionnel.

Aussi avons-nous mis au point un circuit dont le diagramme est à la figure 9 et qui permet de ramener à zéro la sortie de l'amplificateur AM1. Une fois la sortie de l'amplificateur sur zéro, un blocage arrête le réglage. Le capteur est alors utilisé en mode proportionnel.

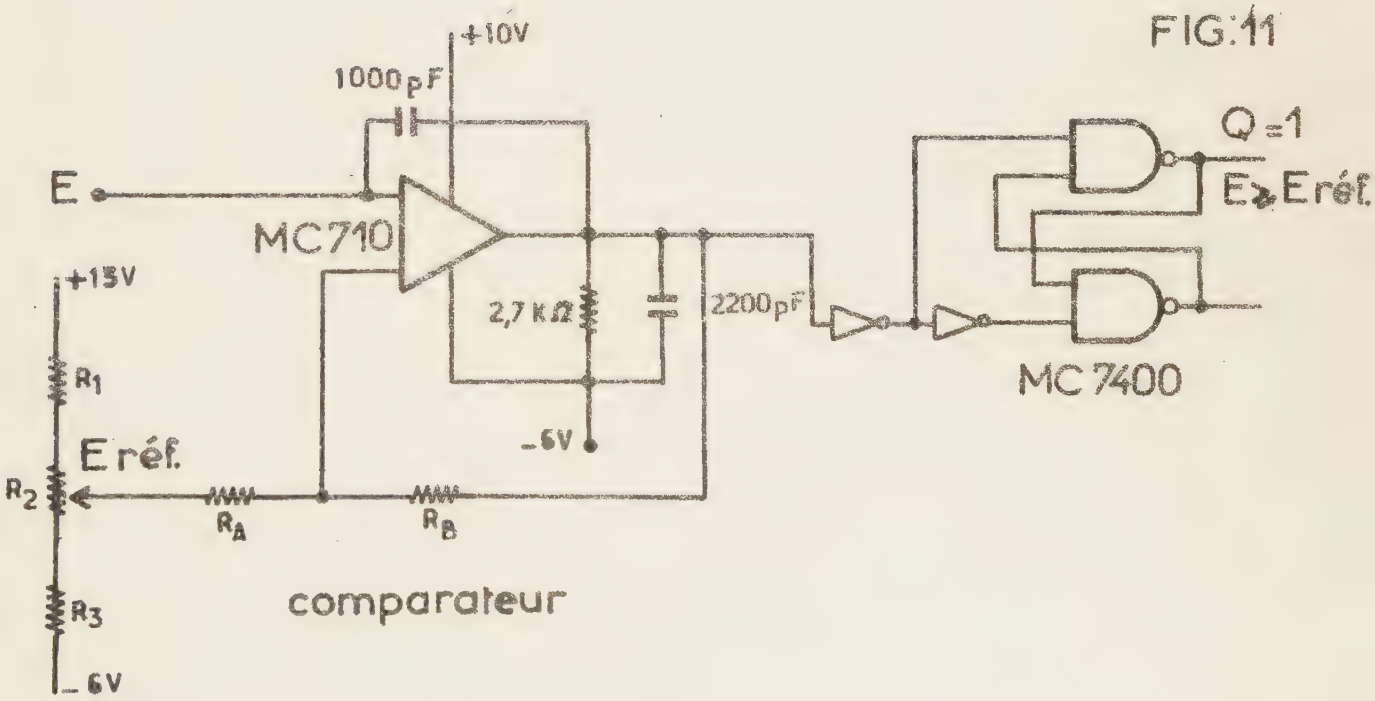
Pour ramener la sortie de l'amplificateur AM1 à zéro, nous pouvons connaître si la tension de sortie E est supérieure ou inférieure à une tension de référence Eref ou - Eref. Pour cela, la tension E est envoyée dans trois comparateurs (figure 10). Une mise en forme est assurée par une mémoire en circuit intégré pour éviter des oscillations dans le cas de variations lentes de E. Le tableau (1) donne l'état des comparateurs en fonction de la tension E, le schéma d'un comparateur étant représenté à la figure 11.

FIG. 9



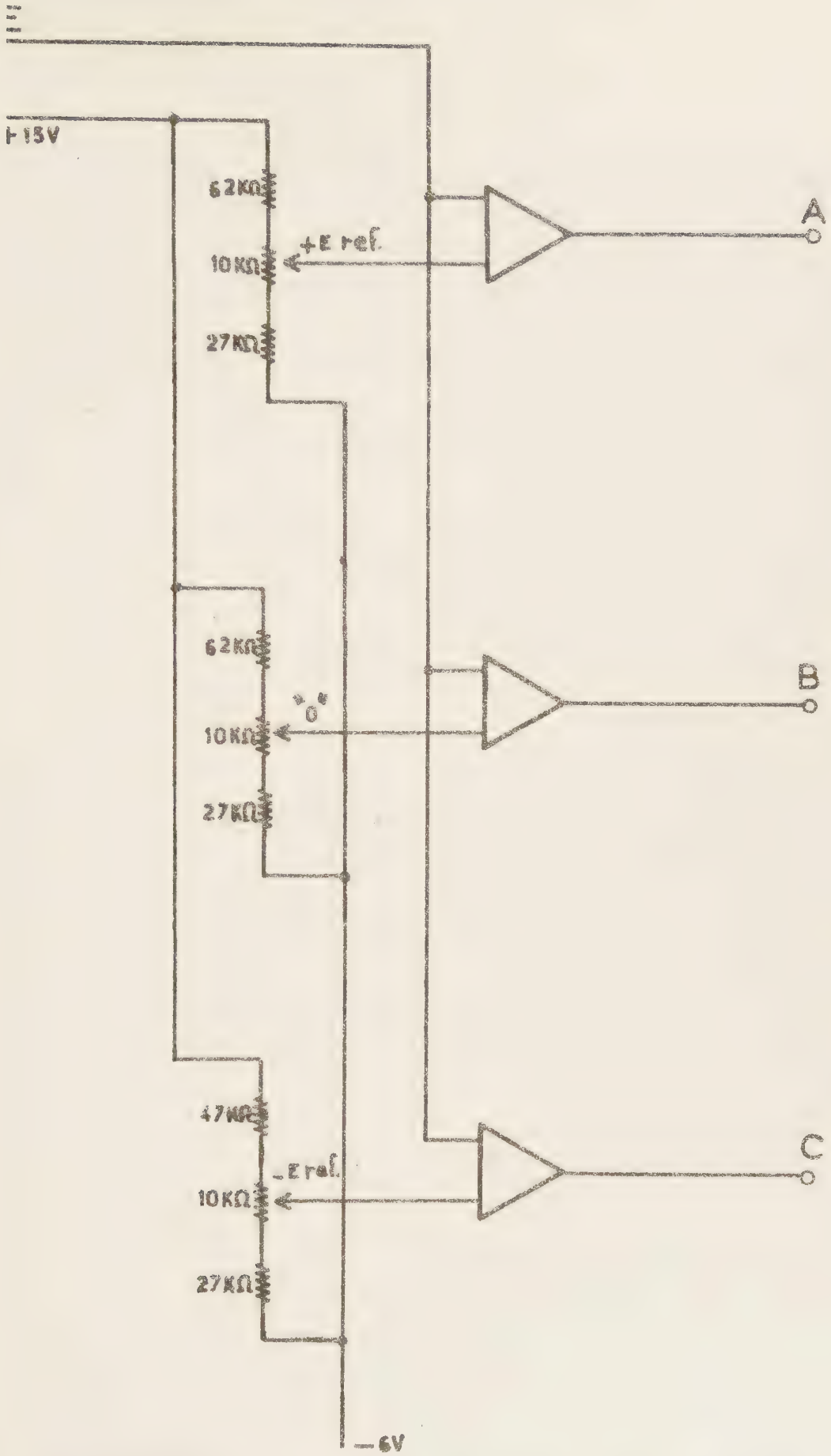
REGLAGE DU ZERO

FIG. 11



UN DES TROIS COMPARATEURS

FIG.10



DETECTION DE LA PLAGE DE VALEUR DE E.

Tableau 1

Comparateur	Valeur de E	Variable
1	$E \geqslant Eref$	$A = 1$
2	$E \leqslant 0$	$C = 1$
3	$E \leqslant -Eref$	$B = 1$

La photographie 5 a été prise pour représenter les tensions de sortie des circuits intégrés. Nous avons les trois variables A, B, C en fonction de l'entrée des 3 comparateurs (signal triangulaire).

A partir de ces trois variables, nous en avons créé deux "a" et "b". Ce sont des variables obtenues par des mémoires armées par A ou B et remises à zéro par C.

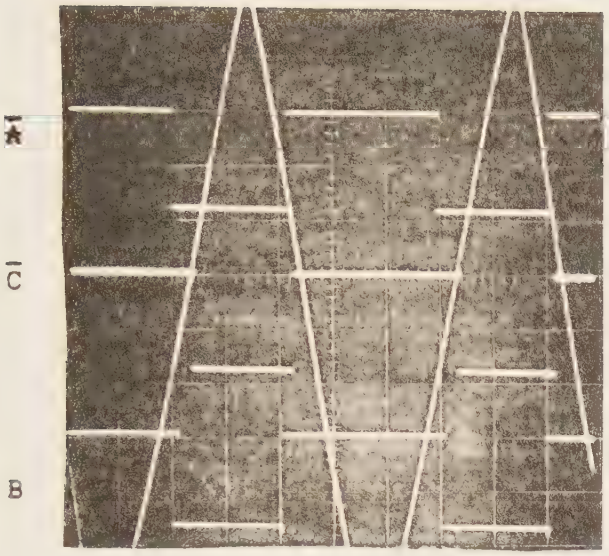
$$a = \overline{C}\,(A + a)$$

$$b = C.(B + b)$$

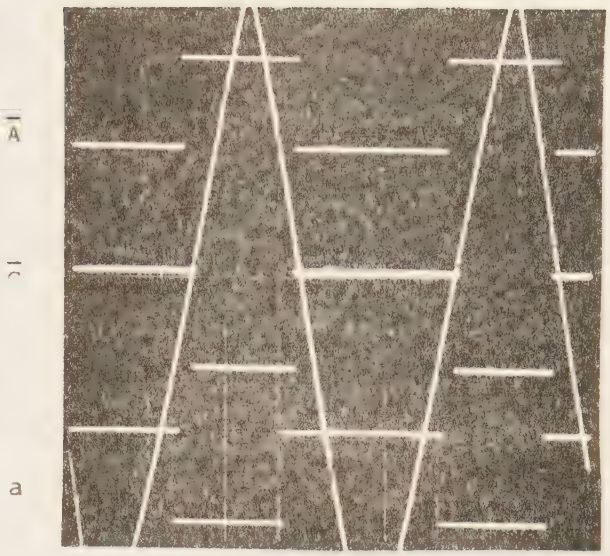
Les photographies 6, 7, 8 représentent les variables suivantes :

- photo 6 , variables : $\overline{A}$, $\overline{C}$, a
- photo 7 , " " : B, $\overline{C}$, b
- photo 8 , " " : a, b

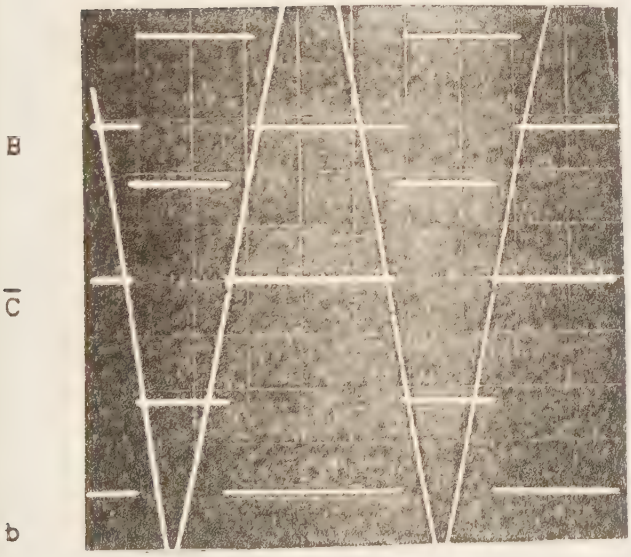
Nous voyons que le signal "a" est haut dès que le



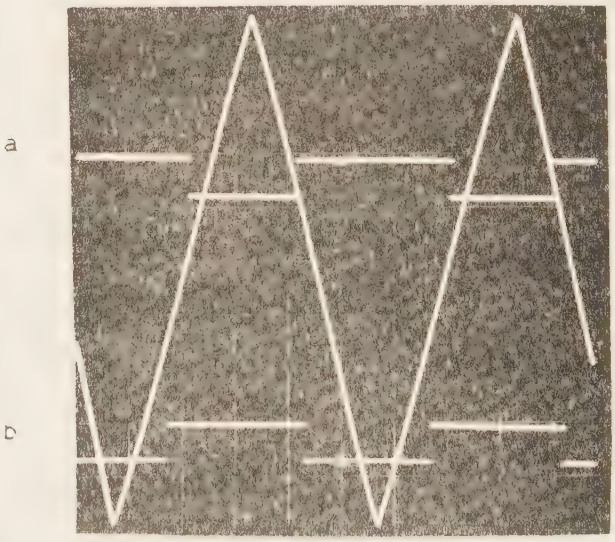
Photographie 5



Photographie 6



Photographie 7



Photographie 8

Horizontalement : 1 ms par division;
Verticalement : 2 V par division ; 0,05 V par division pour le signal triangulaire .

signal dépasse Eref, et revient à zéro quand le signal E passe à zéro. De même "b" devient haut quand le signal E est inférieur à - Eref, et revient à zéro quand ce même signal passe à zéro.

Ces deux variables vont nous permettre de modifier une tension de correction "u", injectée sur l'entrée de l'amplificateur AM1, de telle façon que la sortie de l'amplificateur A soit aussi proche que possible de zéro. Cette tension "u" est proportionnelle à la tension permanente "ed" au point X.

Nous avons pour l'amplificateur AM_1 (fig. 7) :

$$E = -\left(\frac{RO}{R_1}\,ed + \frac{RO}{R_2}\,u\right) = 0$$

$$u = -\,ed\,\frac{R_2}{R_1}$$

R_0 = 10 kohms
R_1 = 1 kohm
R_2 = 2,2 kohms

2) Correcteur numérique

Comme nous disposons de trois variables logiques définissant l'état de E, nous avons pensé créer la tension u à partir de techniques numériques. Cela offre plusieurs avantages :

- l'information numérique est insensible à la température,
- elle est facilement mise en mémoire,
- elle peut être modifiée par des ordres extérieurs.

C'est surtout l'avantage de la mémorisation de très longue durée qui nous a déterminé à choisir la technique numérique.

Ainsi une fois la tension u créée, elle est conservée sous une forme numérique u_N, tant qu'elle n'est pas modifiée ou tant que l'alimentation n'est pas débranchée.

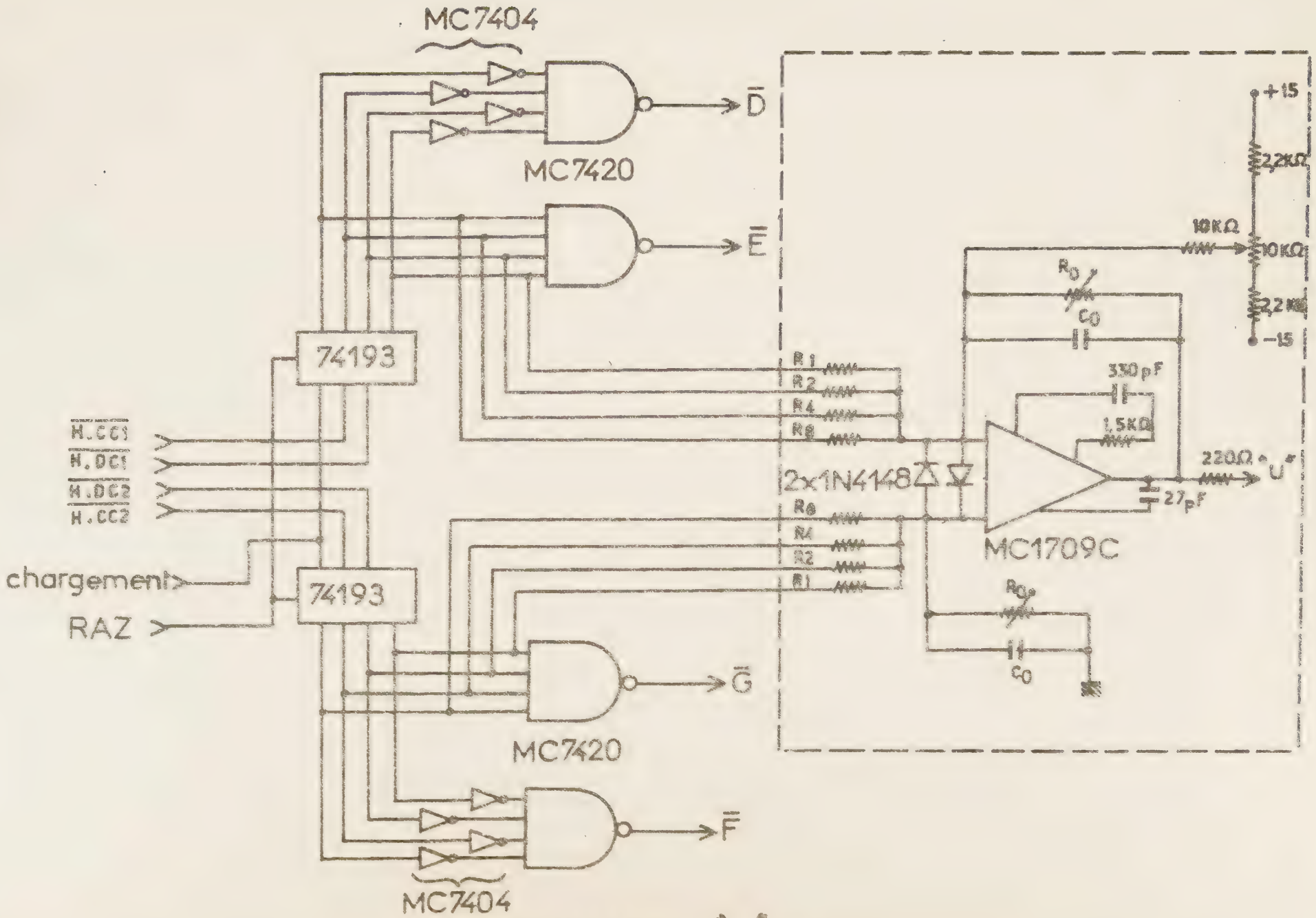
Nous avons décidé de régler le zéro de l'amplificateur AM1 à la mise sous tension de la commande de la prothèse, et après chaque mouvement.

3) Génération de u_N et u

Supposons que nous disposions de deux compteurs binaires à 4 moments, CB1 et CB2, l'état des sorties des deux compteurs forme le nombre binaire u_n sous la forme d'un mot double de deux fois quatre moments. Un compteur (CB_2) est utilisé pour créer une tension u positive (dont les moments sont b_1, b_2, b_4, b_8), l'autre (CB_1) dont les moments sont a_1, a_2, a_4, a_8, une tension u négative. Les deux compteurs ont 32 états distincts (2 x 16) dont 16 états donnent une tension positive et les 16 autres donnent une tension négative.

La tension u est disponible à la sortie d'un amplificateur AMR qui est monté en sommateur pour 8 entrées, 4 entrées sur son entrée "moins", et 4 entrées sur son entrée "plus"(figure 12). Les résistances sont choisies pour convertir le mot u_n en tension analogique "u", u_n étant codé en BCD (binaire codé décimal) de - 15 à 15 (11110000 à 00001111), ainsi pour l'amplificateur AMR :

$$u = - R_0 \left(\frac{a_1}{R_1} + \frac{a_2}{R_2} + \frac{a_4}{R_4} + \frac{a_8}{R_8} \right) + R'_0 \left(\frac{b_1}{R'_1} + \frac{b_2}{R'_2} + \frac{b_4}{R'_4} + \frac{b_8}{R'_8} \right)$$



GENERATEURS "UH" et "U"

FIG.12

En fait, nous avons pris :

$R_0 = R'_0$

$R_i = R'_i$

De cette façon, nous pouvons éliminer la tension de mode commun à la sortie en ajustant $R_0 \# R'_0$

Valeurs des résistances :

R_0 = 1 kohm

R_1 = 780 kohms

R_2 = 390 kohms

R_4 = 180 kohms

R_8 = 100 kohms

Les dérives dues aux courants d'entrées sont éliminées par la symétrie du montage. La photographie 9 représente la tension u dans les conditions suivantes :

- CB_1 compte
- CB_2 à zéro

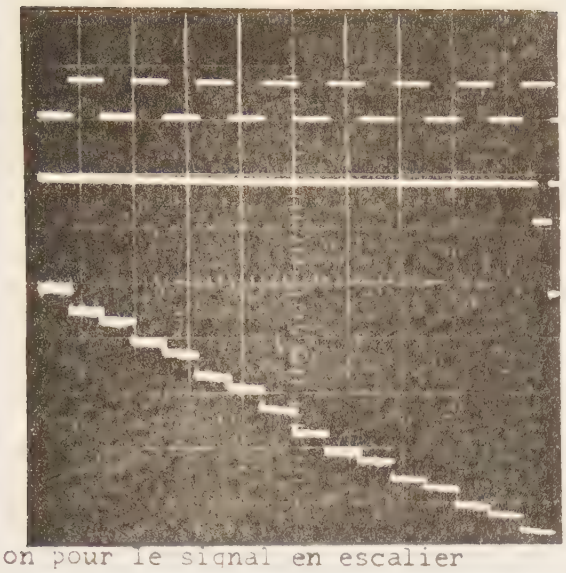
Les photographies 10 et 11 représentent respectivement les 4 moments d'un compteur binaire comptant ou décomptant.

4) commande des compteurs CB_1 et CB_2

Il faut commander le comptage (ou le décomptage) des deux compteurs en fonction de la valeur E. Pour cela, nous avons un système séquentiel. Les entrées sont :

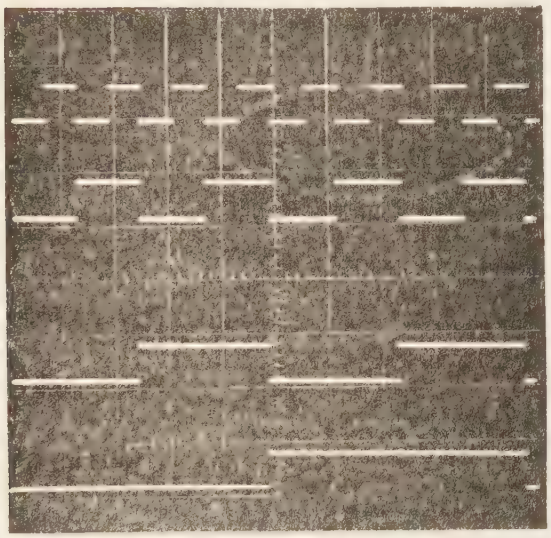
TABLEAU 1

Nom de la variable	représente à la valeur 1
a	$E \geqslant$ Eref. (tant que C = 1)
b	$E \leqslant$ -Eref (tant que C = 0)
C	$E > 0$
D	CB_1 à 0000
E	CB_1 à 1111
F	CB_2 à 0000
G	CB_2 à 1111

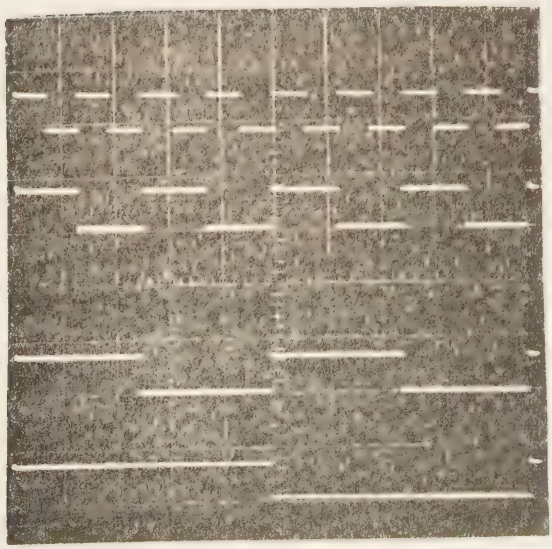


Vert. :0,02 V par division pour le signal en escalier

Photographie 9



Photographie 10



Photographie 11

Vert. : 5v par division;

Ces entrées doivent donner au système séquentiel les sorties suivantes :

Nom de la variable	ordre	
CC_1	Comptage	CB_1
DC_1	Décomptage	CB_1
CC_2	Comptage	CB_2
DC_2	Décomptage	CB_2

Le tableau 2 est la table de vérité du système logique permettant de faire compter ou décompter les compteurs de façon à ce que la tension "u" annule le décalage à la sortie de l'amplificateur AM_1. Ce système est combinatoire grâce à la présence des variables a et b qui sont elles des variables séquentielles. Sans cet artifice, il aurait fallu résoudre en système séquentiel à 7 variables. A partir de cette table de vérité, nous traçons quatre diagrammes de Karnaugh pour obtenir les fonctions CC_1, DC_1, CC_2, DC_2 des variables d'entrées (tableaux 3,4,5,6).

TABLEAU 2

a	b	D	E	F	G	CC_1	DC_1	CC_2	DC_2
1	0	1	0	0	0	0	0	1	0
1	0	0	1	0	0	0	0	1	0
1	0	0	0	1	0	0	1	0	0
1	0	1	0	1	0	0	0	1	0
1	0	0	1	1	0	0	1	0	0
1	0	0	0	0	1	0	1	0	0
1	0	1	0	0	1	0	0	0	0
1	0	0	1	0	1	0	1	0	0
0	1	1	0	0	0	0	0	0	1
0	1	0	1	0	0	0	0	0	1
0	1	0	0	1	0	1	0	0	0
0	1	1	0	1	0	1	0	0	0
0	1	0	1	1	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	1	1	0	0	0
0	1	1	0	0	1	0	0	0	1
0	1	0	1	0	1	0	0	0	1
1 0	0 1	0	0	0	0	1		1	
		1	1	0	0			1	1
		1	1	1	0			1	
		1	1	0	1				1
		0	0	1	1	1	1		
		1	0	1	1	1			
		0	1	1	1		1		
		1	1	1	1				

Etats interdits

CC_1

DE \ FG	00	01	11	10
00		1 6		1
01	2	8		5
11				
10	1	7		1

Tableau 3

DC_1

DE \ FG	00	01	11	10
00		1		1
01		1		1
11				
10				

Tableau 4

CC_2

DE \ FG	00	01	11	10
00				
01	1			
11				
10	1			1

Tableau 5

DC_2

DE \ FG	00	01	11	10
00				
01	1	1		
11				
10	1	1		

Tableau 6

Nous obtenons les expressions suivantes :

$$CC_1 = b.\ \overline{E}.\ (\overline{D} + F)$$

$$DC_1 = a.\ \overline{D}.\ (G + F)$$

$$CC_2 = a.\overline{G}.\ (D + \overline{F})$$

$$DC_2 = b.\overline{F}.\ (E + D)$$

Ces variables permettent d'aiguiller un signal d'horloge vers une entrée de comptage ou de décomptage des compteurs en circuits intégrés 74 193. Ces compteurs binaires commutent à la transition 10 d'une entrée de comptage, l'autre entrée restant haute.

Un signal de remise à zéro (RAZ) positionne les deux compteurs à zéro à la mise en route et un signal de blocage (BLC) permet d'effectuer ou non le réglage. Ce signal est donné par le programmateur.

Le schéma de la figure 13 représente l'ensemble des portes logiques donnant ces fonctions. Le circuit est réalisé en circuits intégrés TTL (7400, 7420 et 7430).

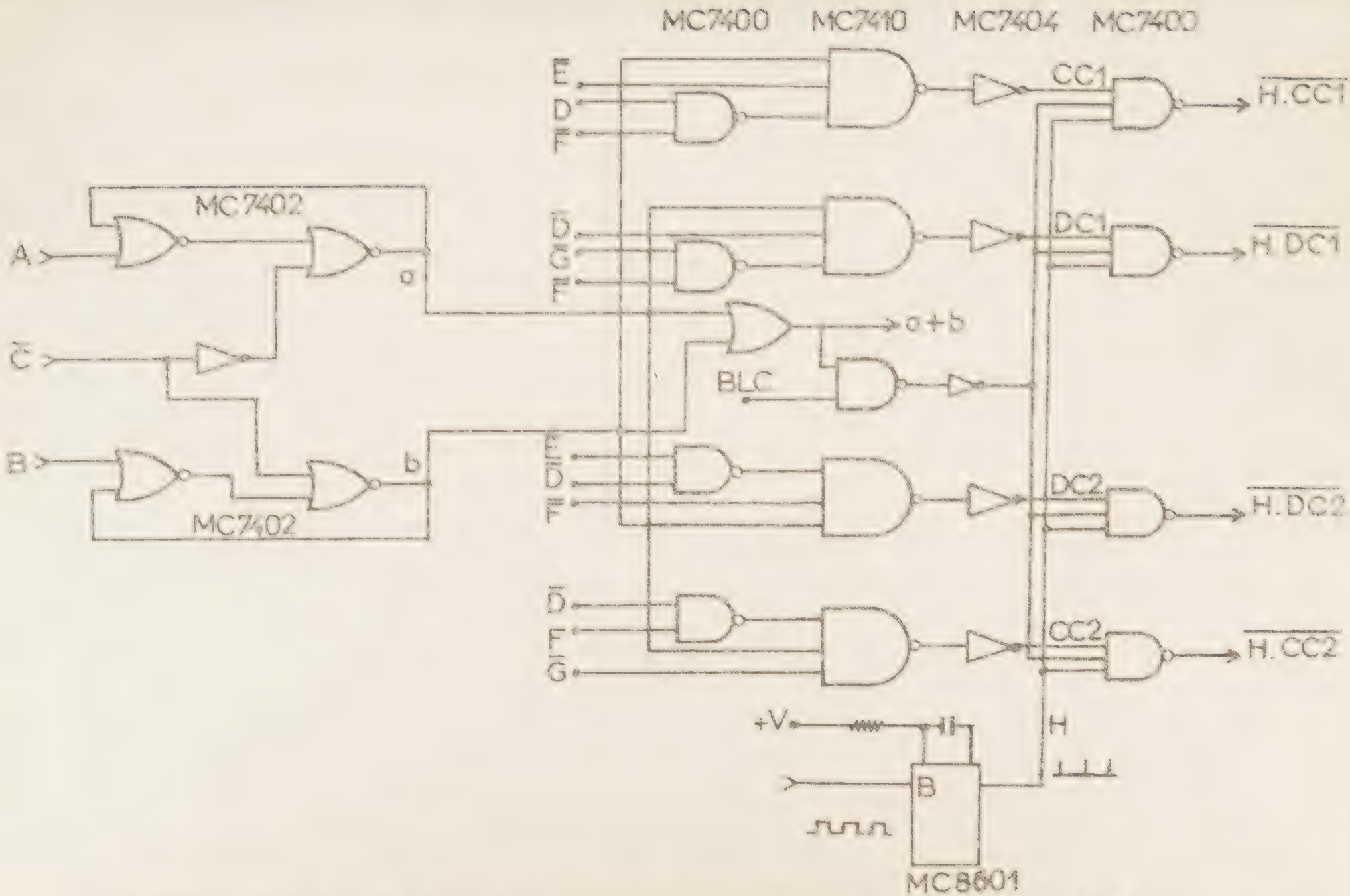
II - Contrôle

Il est nécessaire de disposer d'une variable dite variable de contrôle, dont la signification peut varier au cours du temps. Cette variable sera produite par un capteur supplémentaire simple, et mise en mémoire par une bascule, type J.K. (7476). Ainsi elle peut être la variable de déclenchement SM_1. Une fois utilisée comme variable SM_1, elle représentera la variable CRTL.

Nous pourrons toujours par la suite développer un capteur de déclenchement, dont nous donnons ici le principe.

Nous prenons un faisceau infrarouge modulé produit par une diode photoémissive, ce faisceau est recueilli par deux phototransistors. Quand le signal reçu disparaît par suite de l'interposition d'un objet, la variable SM1 est au niveau haut. Le revêtement de la prothèse (peau artificielle) ne doit pas être opaque au faisceau (9000 μm).

La variable CRTL doit permettre au programmateur de brancher



DISTRIBUTEUR D'HORLOGE POUR LE GENERATEUR DE "Un"

FIG. 13

Un signal de remise à zéro (RAZ) positionne les deux compteurs à zéro à la mise en route et un signal de blocage (BLC) permet d'effectuer ou non le réglage. Ce signal est donné par le programmateur.

Le schéma de la figure 13 représente l'ensemble des portes logiques donnant ces fonctions. Le circuit est réalisé en circuits intégrés TTL (7400, 7420 et 7430).

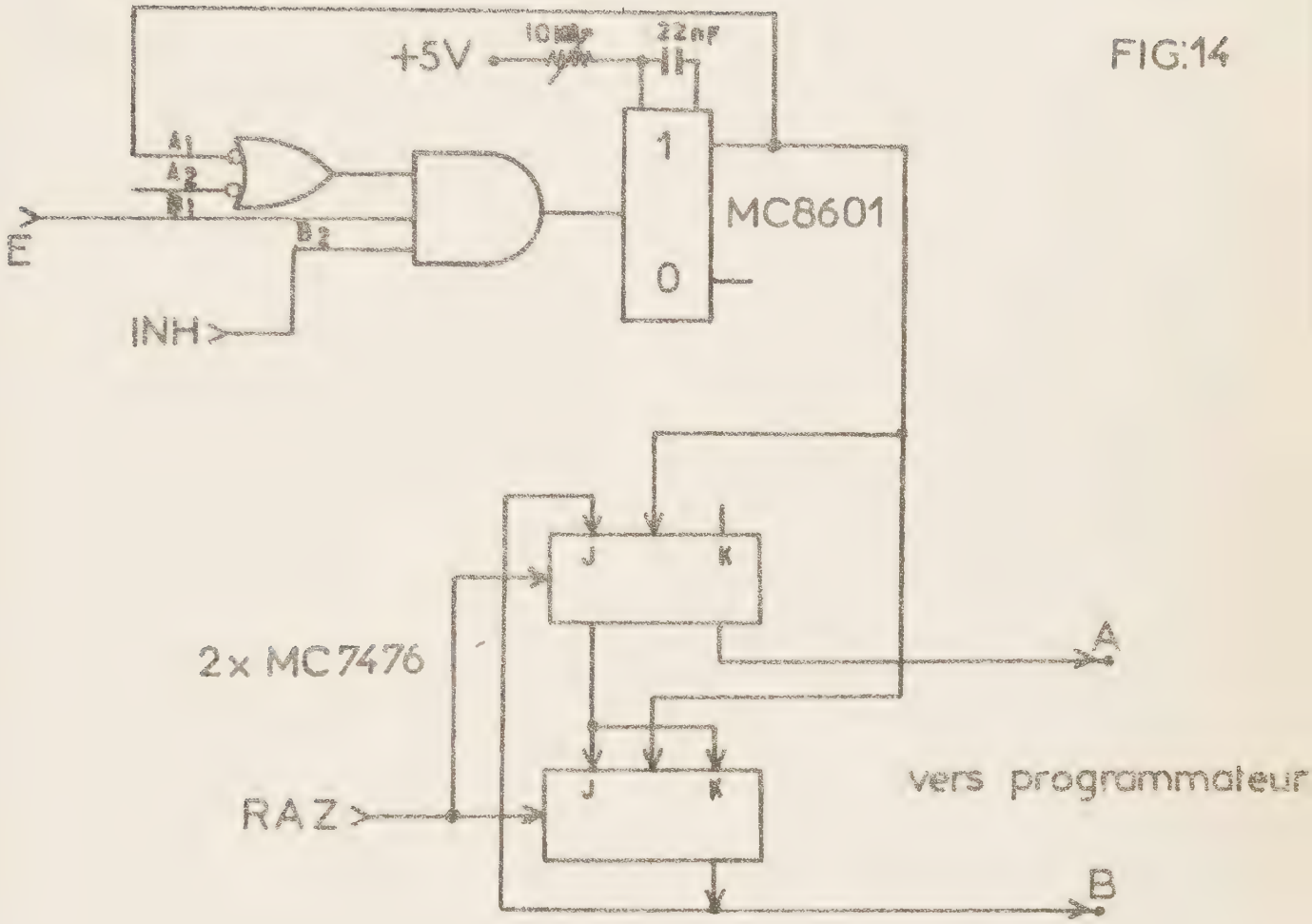
II - Contrôle

Il est nécessaire de disposer d'une variable dite variable de contrôle, dont la signification peut varier au cours du temps. Cette variable sera produite par un capteur supplémentaire simple, et mise en mémoire par une bascule, type J.K. (7476). Ainsi elle peut être la variable de déclenchement SM_1. Une fois utilisée comme variable SM_1, elle représentera la variable CRTL.

Nous pourrons toujours par la suite développer un capteur de déclenchement, dont nous donnons ici le principe.

Nous prenons un faisceau infrarouge modulé produit par une diode photoémissive, ce faisceau est recueilli par deux phototransistors. Quand le signal reçu disparaît par suite de l'interposition d'un objet, la variable SM1 est au niveau haut. Le revêtement de la prothèse (peau artificielle) ne doit pas être opaque au faisceau (9000 μm).

La variable CRTL doit permettre au programmateur de brancher



MEMOIRE " MOUVEMENTS "

L'impulsion issue du circuit de mise en forme est comptée pour positionner le compteur dans l'état définissant le mouvement choisi par l'amputé.

II - Compteur

Le tableau 7 donne les relations entre l'état du compteur et le mouvement à effectuer.

variables A	variables B	Mouvements
Etat		
0	1	pince tridigitale
1	0	pince latérale
0	0	empaumement

Tableau 7

La variable B représente l'antépulsion du pouce. Le pouce est bloqué en fin de course pour résister à la force des 4 doigts. Si B = 0, le pouce reste en adduction.

La variable A représente la commande de la flexion du pouce, si A = 0, le pouce ne fléchit pas. Si A = 1, le pouce peut fléchir. La présence de A fait passer le contrôle proportionnel des doigts vers le pouce. Aussi lors d'une prise par pince tridigitale, ce sont les doigts qui sont contrôlés, et lors d'une prise par pince latérale, c'est le pouce qui est contrôlé.

Dans tous les cas, les doigts doivent fléchir. C'est pour cela qu'ils n'ont pas de représentation dans la mémoire-mouvement.

Synthèse du compteur

Nous utilisons des bascules, type J.K. pour réaliser le compteur. Leur fonction de commutation est de la forme (56,57) :

$$X_A = \overline{A} \cdot J_A + A \cdot K_A$$

Le cycle du compteur est le suivant (tableau 8)

Impulsion	Etat initial		Etat final		variable de commutation	
	A	B	A	B	X_A	X_B
N° 1	0	0	0	1	1	1
N° 2	0	1	1	0	1	0
N° 3	1	0	0	0	0	1
Etat interdit	1	1	0	1	1	1

Tableau 8

Cela permet de trouver :

$X_A = \overline{A}B + A = \overline{A}.B + A.1$

$X_B = \overline{A}$

d'où $JA = B \quad KA = 1$

$JB = KB = A$

Nous avons placé sur une plaque imprimée les circuits

des amplificateurs des capteurs AM_1 et AM_2, montage soustracteur entre les deux tensions E_{EX} et E_{FX} (amplificateur AMS), les mises en forme pour les signaux STP et DP, le compteur de la mémoire mouvement, et le circuit du capteur de contrôle (figure 15).

D - Programmateur

I - Rappels théoriques

Il est nécessaire de rappeler les méthodes actuelles destinées à la synthèse des machines séquentielles. (56, 57)

Tout d'abord, nous allons préciser le vocabulaire employé :

- vecteur d'entrée

On appelle vecteur d'entrée d'une machine séquentielle M la combinaison des entrées de la machine.

- alphabet d'entrée

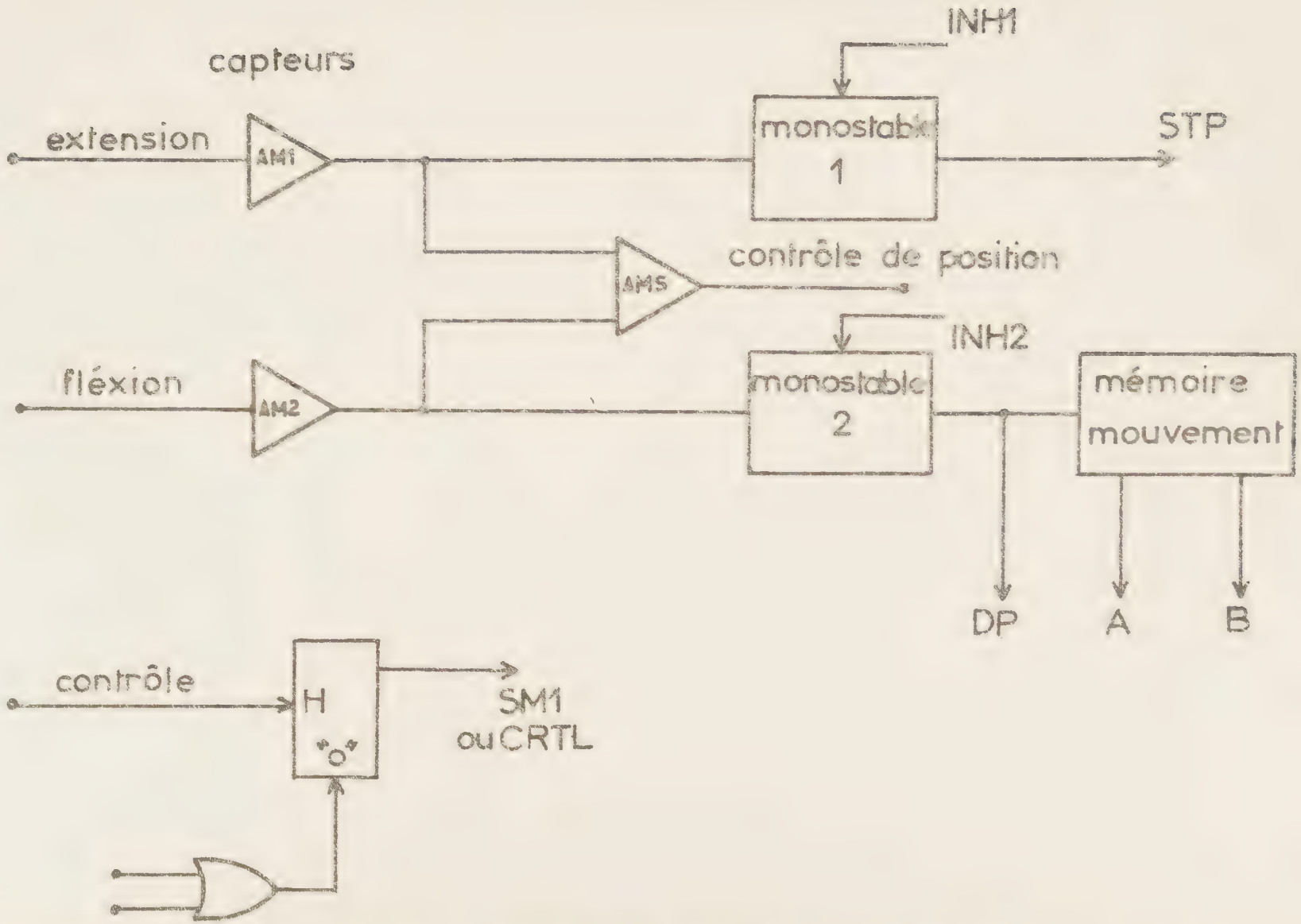
On appelle alphabet d'entrée d'une machine séquentielle M l'ensemble de tous les vecteurs d'entrée que l'on peut appliquer à cette machine.

- vecteur de sortie

On appelle vecteur de sortie d'une machine séquentielle M la combinaison des sorties disponibles.

- alphabet de sortie

On appelle alphabet de sortie d'une machine séquentielle M l'ensemble de tous les vecteurs de sortie que peut produire cette machine.



ENSEMBLE DES TROIS CAPTEURS ET DES VARIABLES QU'ILS PRODUISENT

FIG. 15

La machine séquentielle M effectue des correspondances entre l'alphabet d'entrée et l'alphabet de sortie, en utilisant des variables internes.

Ces variables internes forment des vecteurs (vecteurs internes) regroupés dans l'alphabet des états internes.

Synthèse d'une machine séquentielle

Il y a plusieurs méthodes pour construire une machine séquentielle. Elles consistent toutes, partant de la description du problème énoncé sous forme normale à trouver les variables intermédiaires nécessaires au fonctionnement satisfaisant de la machine. Une fois ces variables trouvées, on détermine les relations liant les vecteurs de sorties aux vecteurs d'entrées et aux états intermédiaires.

Parmi ces méthodes, citons la plus simple, la méthode de GINSBURG et la plus systématique, la méthode de GLOUSHKOV (56).

Problème des variables intermédiaires

Ces variables représentent les états internes que prend une machine séquentielle chaque fois que l'on applique un vecteur d'entrée. Il paraît évident de coder les états internes par une suite de variables logiques (binaires). Suivant le nombre d'états internes, il faut un certain nombre de variables intermédiaires. Les nombres d'Huffman donnent le nombre maximum de variables inter-

médiaires nécessaires à la description d'un nombre donné d'états internes (lignes des tables réduites), en fonction du nombre des variables d'entrées (tableau 9).

On voit sur ce tableau que le nombre des variables internes croît très vite et devient impressionnant dans le cas de notre problème, puisque nous avons 8 variables d'entrées.

Ajoutons à ces considérations qu'il faut refaire tout le travail si on veut changer le cycle que suit la machine, et aussi le fonctionnement correct n'est pas toujours obtenu du premier coup, car il y a des problèmes d'aléas qui font que le cycle suivi par la machine est aberrant.

II - Principe du programmateur

Ceci nous a conduit à penser utiliser une méthode de synthèse voisine de la programmation des ordinateurs.

Nous disposons toujours des variables d'entrée et de sortie, mais le cycle que suit la machine est décrit sur un organigramme, chaque instruction correspond à un état interne de la machine. Ces états sont inscrits dans une mémoire. Nous n'appliquons plus à l'entrée du système une séquence de vecteurs d'entrée, mais nous allons d'une composante d'un vecteur à une autre suivant un programme établi en vue de résoudre le problème séquentiel posé (58).

Nous avons ainsi simplifié le problème initial :

- les états internes apparaissent dès la description du problème,

TABLEAU 9

Nombre maximum de variables secondaires	Nombre de lignes	variables
1	2	1
2	3	2
2	4	3
3	6	4
3	8	5
4	12	6
4	16	7
5	24	8
5	32	9
6	48	10
6	64	11
7	96	12
7	128	13
8	192	14
8	256	15

Nombres d'Huffman
(réf. 56)

- Nous supprimons des difficultés de mise au point dues aux aléas, en lisant les données les unes après les autres au moment où elles doivent arriver au moyen d'une scrutation au rythme d'une horloge. Le cycle de la machine peut être modifié en inscrivant dans la mémoire un autre "programme".

Tout d'abord, nous voyons sur l'organigramme des figures 16 et 17 qu'il y a moins de 16 instructions. Il était naturel de doter chacune de ces instructions d'un numéro. Ce numéro est un nombre binaire à 4 moments, ce qui permet de numéroter 15 instructions de 1 (0001) à 15 (1111) selon le code 8.4.2.1.

Ces instructions peuvent être alors facilement inscrites dans une mémoire (mémoire programme). Partant d'une instruction donnée, il faut aboutir à une instruction correspondant au programme choisi, suivant la valeur (0 ou 1) d'une donnée.

Nous avons pensé utiliser le numéro de l'instruction, appelé Nb, et la valeur de la donnée pour déterminer le numéro (N'b) de la nouvelle instruction. Nous aurions pu ainsi placer toutes les données dans une mémoire, lire la donnée, calculer le numéro de la nouvelle instruction. C'est la méthode utilisée dans les ordinateurs.

Cette méthode exige en revanche des positions-mémoire importantes et des circuits assez élaborés même pour un mot à 4 moments.

Nous avons alors pensé, en disposant des données à tout

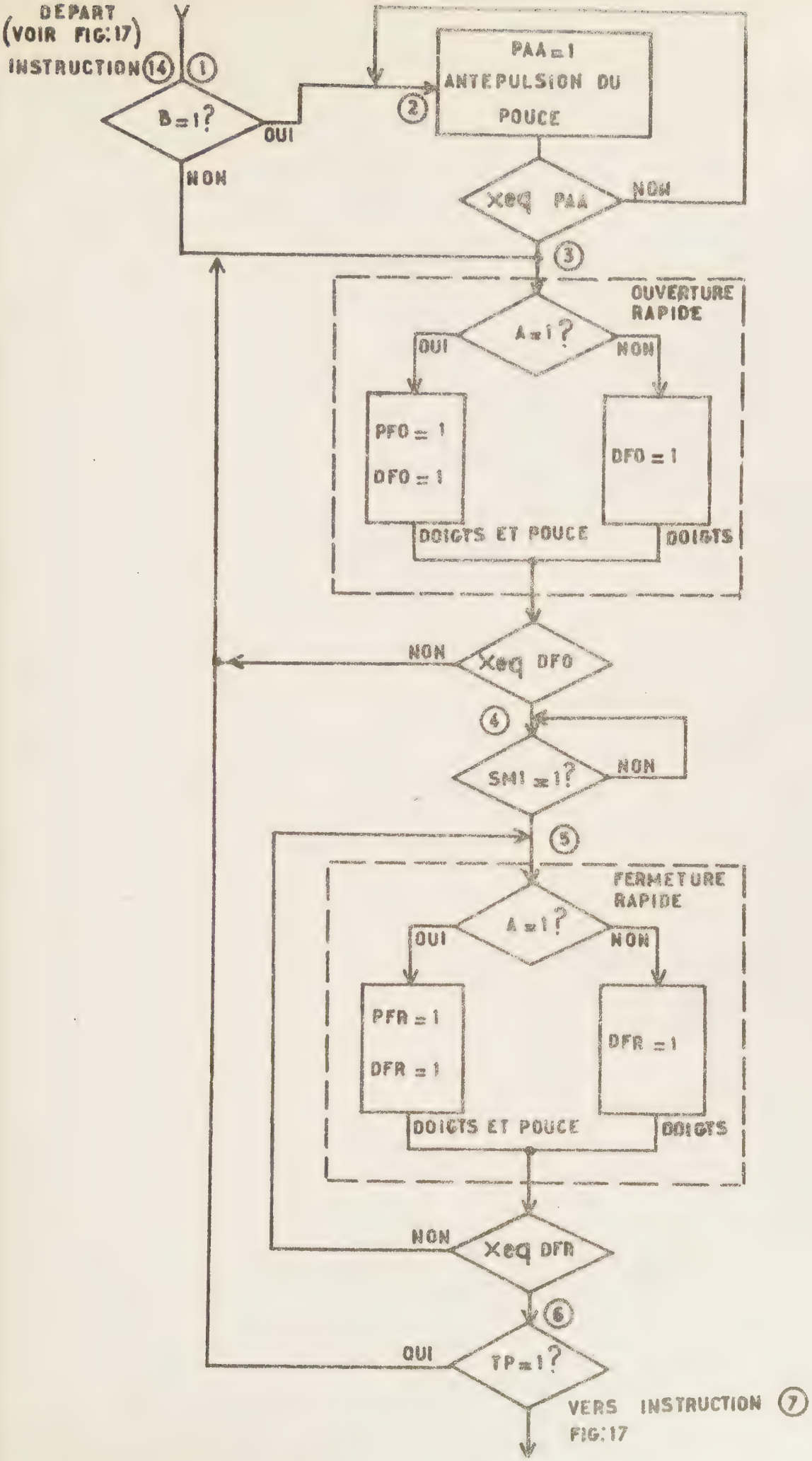


FIG.16

ORGANIGRAMME DU CYCLE SUIVI PAR LA PROTHESE

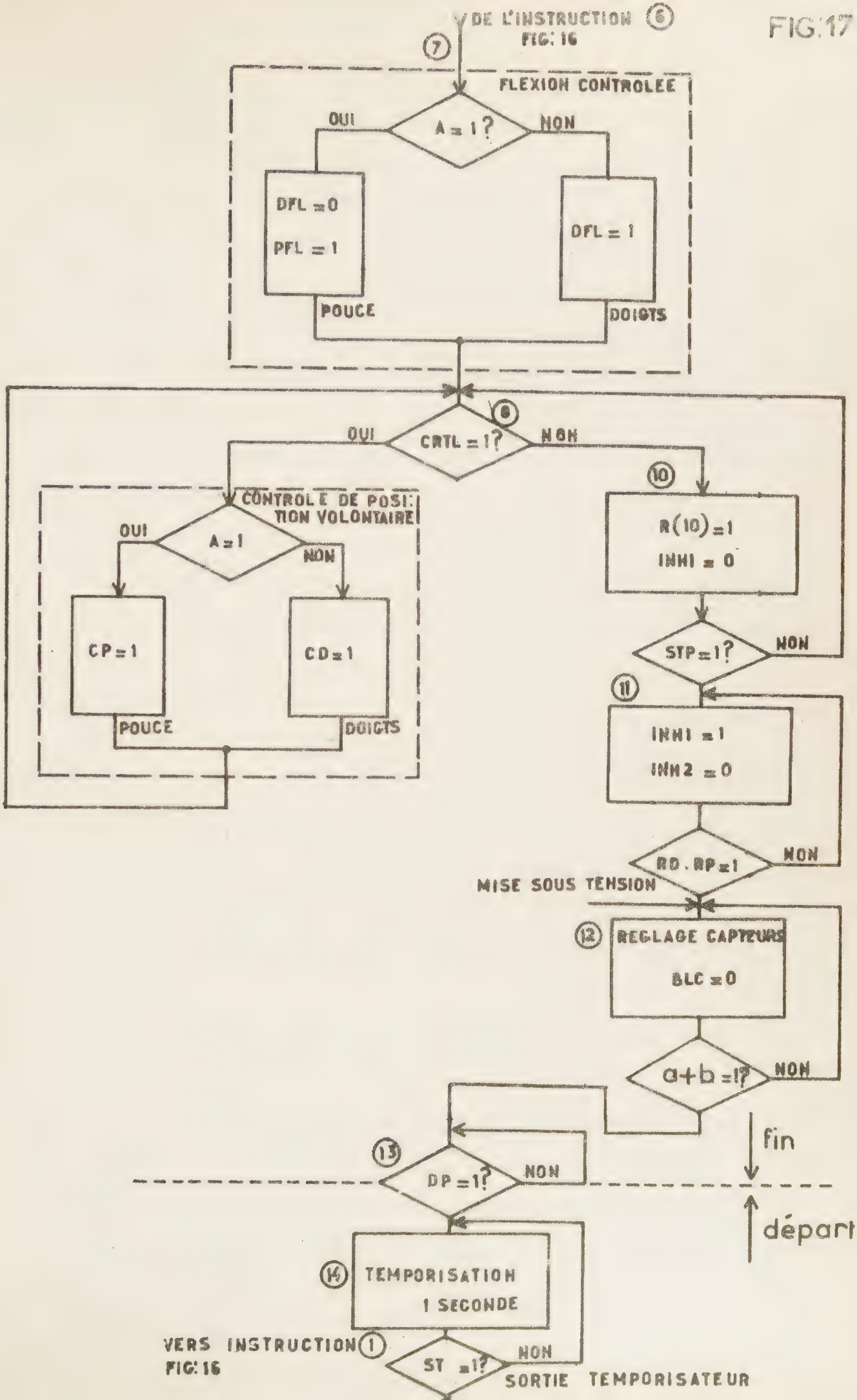


FIG: 17
DE L'INSTRUCTION 6
FIG: 16
7
FLEXION CONTROLEE
A = 1 ?
OUI
NON
DFL = 0
PFL = 1
DFL = 1
POUCE
DOIGTS
8
CRTL = 1 ?
OUI
NON
CONTROLE DE POSITION VOLONTAIRE
A = 1
OUI
NON
CP = 1
CD = 1
POUCE
DOIGTS
10
R(10) = 1
INH1 = 0
STP = 1 ?
NON
11
INH1 = 1
INH2 = 0
RD . RP = 1
NON
MISE SOUS TENSION
12
REGLAGE CAPTEURS
BLC = 0
a+b = 1 ?
NON
fin
départ
13
DP = 1 ?
NON
14
TEMPORISATION
1 SECONDE
VERS INSTRUCTION 1
FIG: 16
ST = 1 ?
NON
SORTIE TEMPORISATEUR

moment, pouvoir les lire dans un ordre donné, sans les mettre en mémoire. Ceci nous a conduit à utiliser un multiplexeur à 16 voies. La sortie du multiplexeur (S..) et le numéro de l'instruction qui est aussi celui de la voie du multiplexeur choisie (Nb) forment un nombre binaire à 5 moments (NNb). Ainsi pour l'instruction Nb (XXXX), nous aurons deux nombres NNb possibles (0XXXX) et (1XXXX) suivant que la donnée de numéro Nb est présente (1) ou absente (0). Ces deux nombres NNb nous servent alors à déterminer dans la mémoire "programme" la nouvelle instruction (N'b) imposée par l'organigramme.

En sortie, nous disposons d'un démultiplexeur qui branche l'organe qui doit être mis en marche pour accomplir l'instruction.

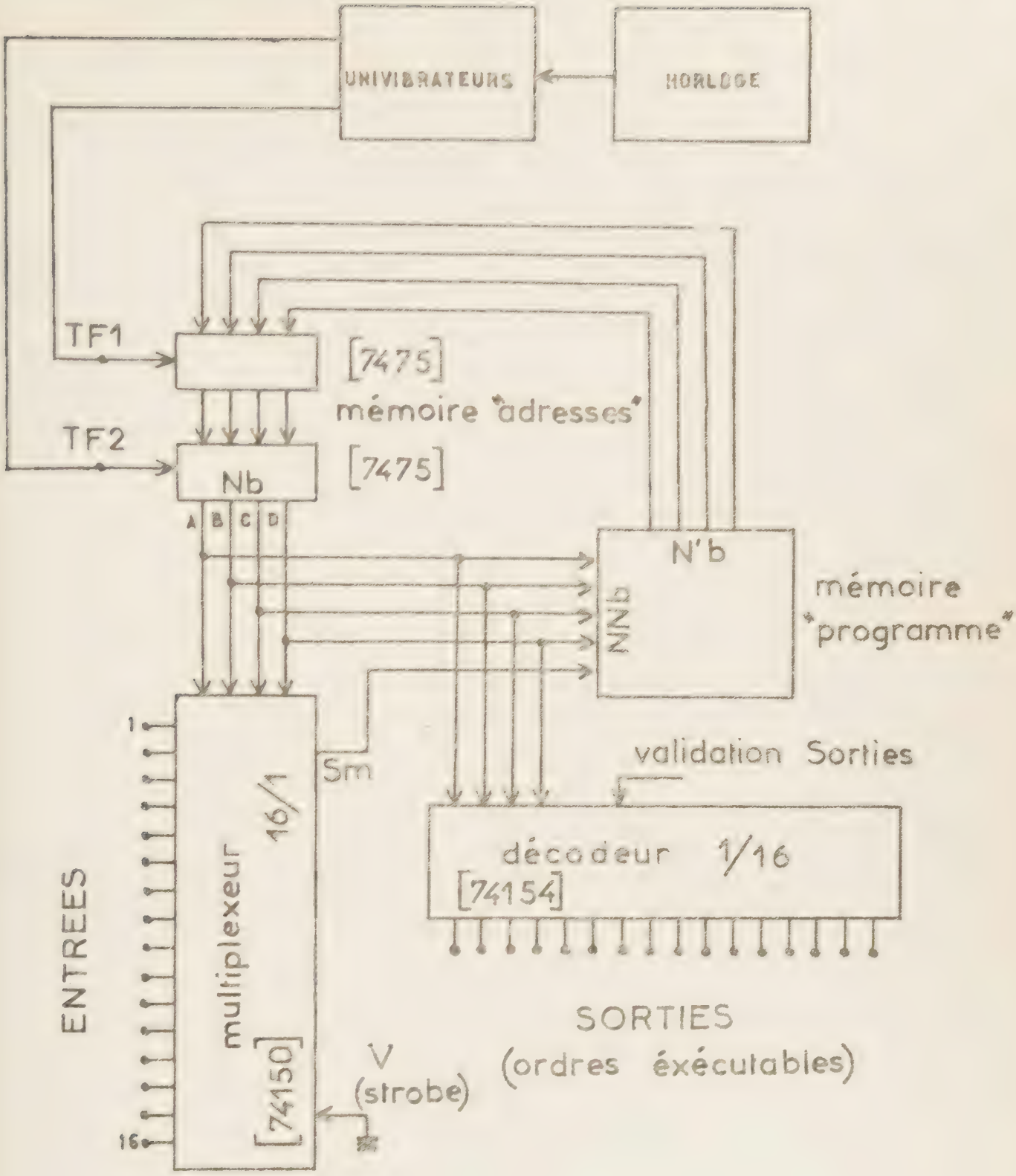
III - Description

La figure 18 donne le schéma général du programmateur. Nous y voyons 5 éléments essentiels : la mémoire-adresse, le multiplexeur, la mémoire-programme, le démultiplexeur ou décodeur (1/16), le démultiplexeur et les circuits d'horloge.

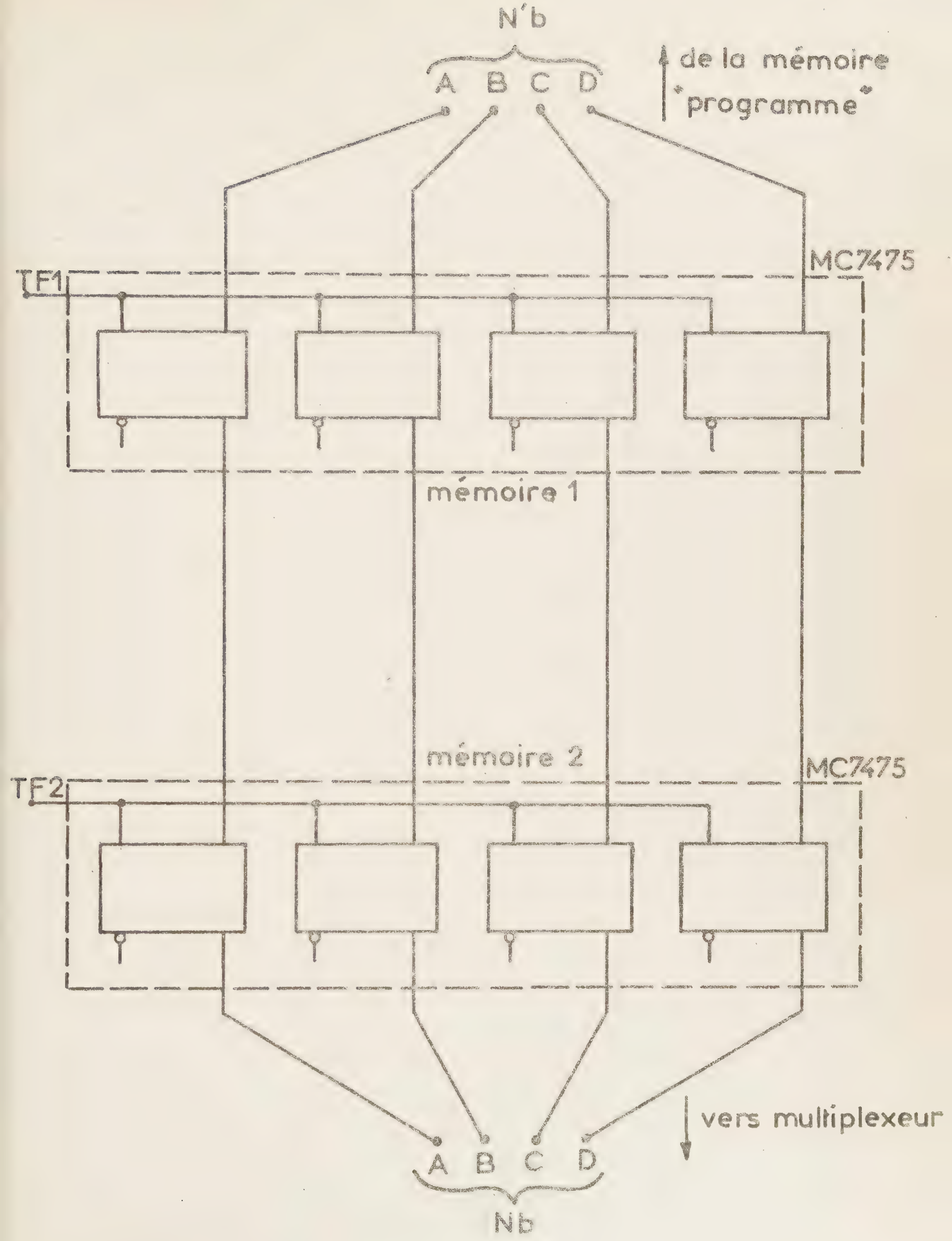
a) La mémoire-adresse (figure 19)

Nous disposons sur ses entrées du nombre N'b et sur ses sorties du nombre Nb, elle est commandée par deux signaux de transfert TF1, TF2 produits par les circuits d'horloge. Elle est composée de 2 mémoires, type 7475 qui sont des quadruples bascules D.

FIG. 18



PROGRAMMATEUR



MEMOIRE ADRESSE

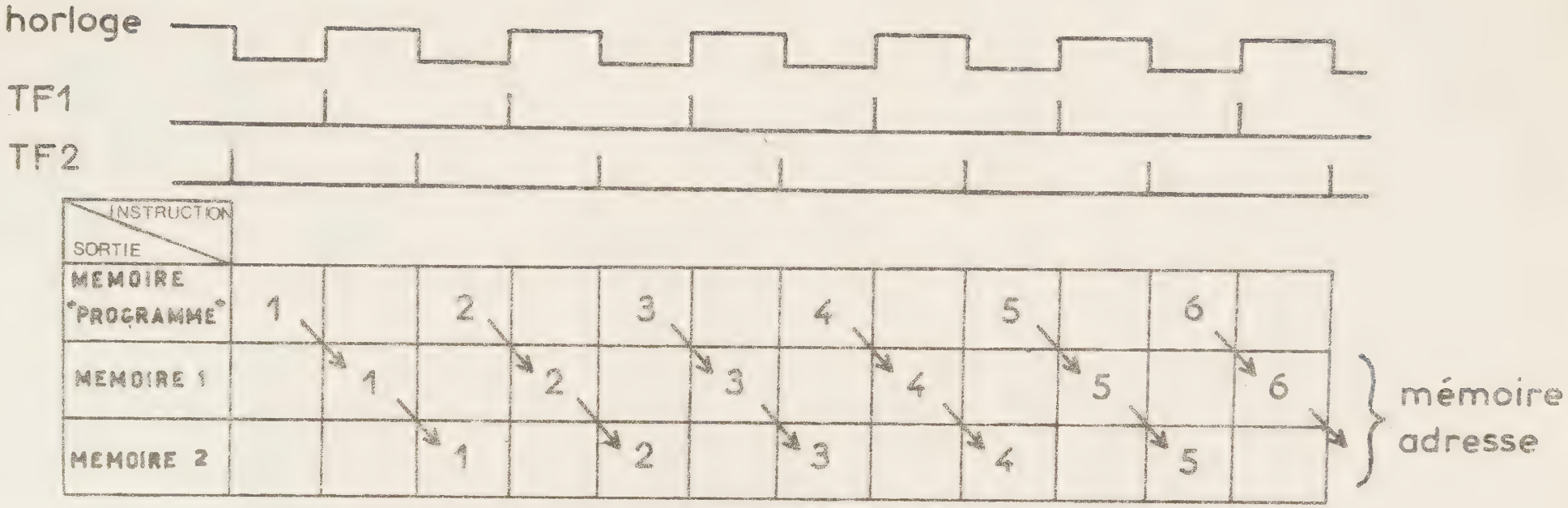


DIAGRAMME DES PHASES DE LA MEMOIRE "ADRESSE"

FIG: 20

Le nombre N'b est chargé dans la mémoire 1 par le signal de transfert TF1. Il est alors présent sur l'entrée de la mémoire 2, où il est chargé par le signal de transfert TF2. Les signaux TF1, TF2 sont ("free-running") sans inhibition, c'est-à-dire qu'ils sont toujours présents. Ainsi, dès que N'b est disponible à la sortie de la mémoire-programme, il réapparaît à la sortie de la mémoire-adresse.

Si Nb = N'b, on relit la même instruction,

Si Nb $\neq$ N'b , on change d'instruction.

La figure 20 donne le diagramme des phases de la mémoire-adresse.

b) Le multiplexeur

Le multiplexeur est réalisé par un circuit intégré, type 74 150. Il permet de brancher une entrée (de Eo à E 15) vers la sortie Sm, en fonction du nombre Nb disponible sur les entrées de choix. Nous disposons en plus d'une entrée de validation V (Strobe). On a :

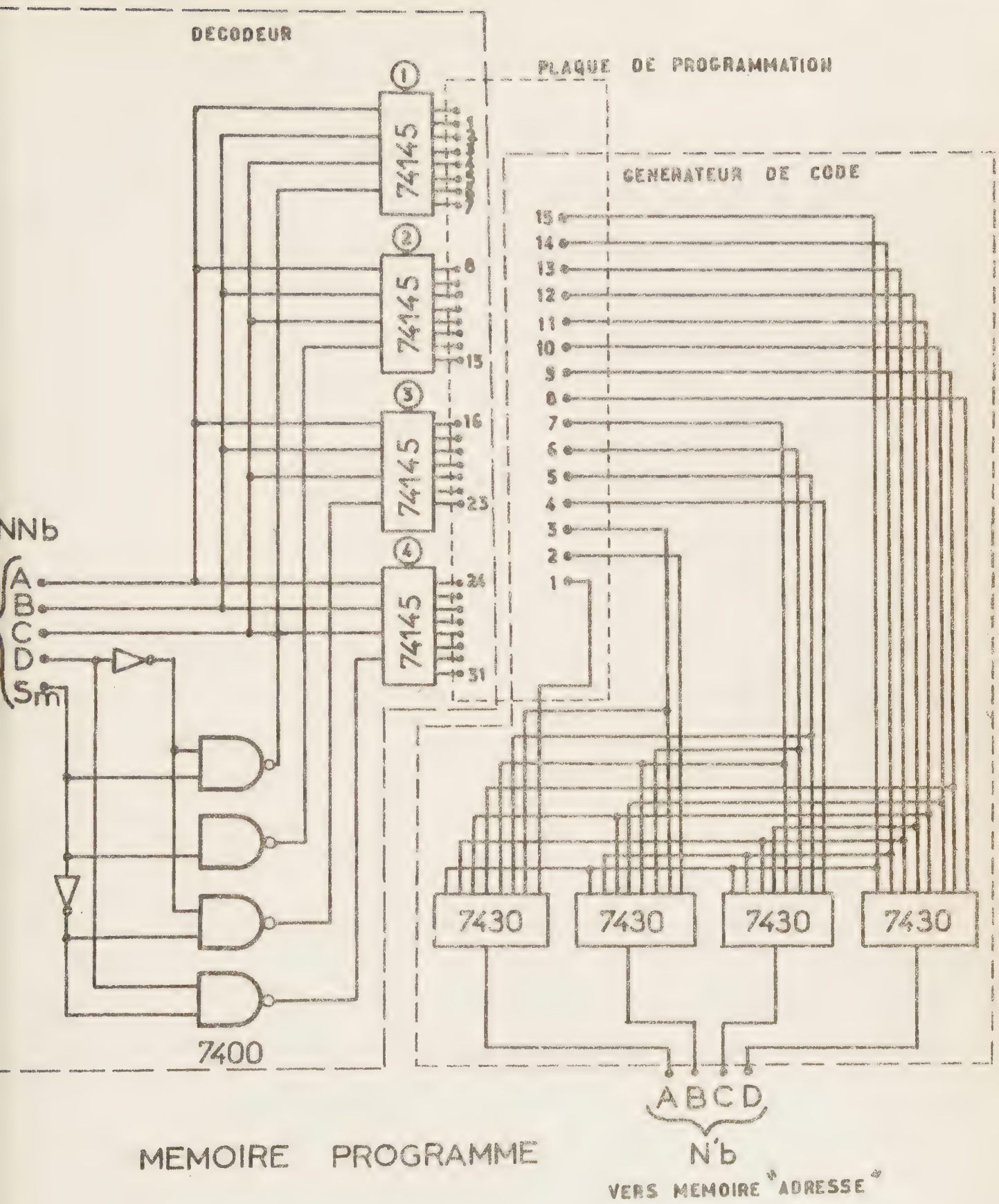
$$Sm = \overline{E\ (Nb)}.\ \overline{V}$$

où Nb vaut de 0000 à 1111, et où V est généralement laissée basse (V = 0).

c) La mémoire-programme (figure21)

Elle comprend les organes habituels d'une mémoire. L'adresse (NNb) à 5 moments est décodée sur 32 positions. Sur ces

FIG:21



MEMOIRE PROGRAMME

32 sorties, on branche une (ou plusieurs) des 15 entrées d'un générateur d'adresse qui donne en sortie un nombre N'b à 4 moments.

- Décodage

Il n'existe pas sur le Marché de décodeur binaire à 5 moments (32/1) possédant des sorties permettant le OU câblé, ni de décodeurs binaires à 4 moments (16/1) effectuant cette opération. Or, il était nécessaire pour la réalisation du système de pouvoir câbler ensemble des sorties pour créer un ème ordre sans passer par des portes OU. Ainsi, quel que soit le programme à inscrire, il n'y a pas de circuits à refaire.

Pour cela, nous avons utilisé des décodeurs binaire-décimal à 4 moments (10/1), type 74 145 qui ont des sorties à collecteur ouvert. Comme ces circuits n'ont que 4 entrées et que NNb possède 5 moments, on a utilisé deux portes NON-ET pour créer des fonctions de D et Sm qui sont :

$F1 = \overline{D}.\overline{Sm}$

$F2 = D.\overline{Sm}$

$F3 = \overline{D}.Sm$

$F4 = D.Sm$

Ces fonctions sont respectivement appliquées à un des 4 décodeurs avec les variables A,B,C. Le décodage obtenu est donné par le tableau 10.

Circuits	Entrées	sorties de	sorties à
1	ABC F1	0	7
2	ABC F2	8	15
3	ABC F3	16	23
4	ABC F4	24	31

Tableau 10

Les trente-deux sorties sont envoyées sur une plaque de programmation (figure 22) où elles sont connectées par soudure à une des quinze entrées du générateur d'adresse.

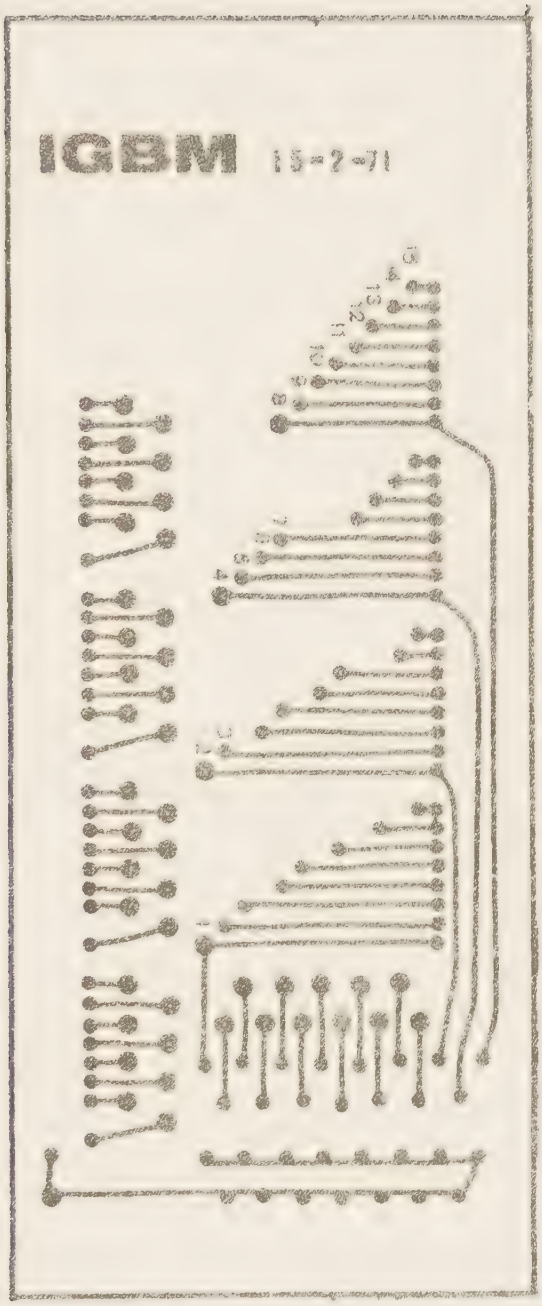
- Le générateur d'adresse est constitué par 4 circuits 7430 (NON-ET à 8 entrées) dont les sorties sont les moments du code (N'b). Les sorties sont reliées aux entrées de la mémoire-adresse n° 1.

- Autres types possibles de mémoires

La mémoire-programme que nous venons de décrire est inscriptible par des connections simples. Elle représente cependant un certain volume et consomme du courant (900 mW sous 5 V). Sur le Marché, nous pouvons trouver d'autres dispositifs.

* Mémoires vives

Ce sont des mémoires à transistors bipolaires ou à M.O.S. disposant d'entrées d'écriture. On peut inscrire le programme, mais dès que l'alimentation a disparu, la mémoire est vide. Il faut la



PLACUE DE PROGRAMMATION.

re-programmer. Ce type de mémoire n'est pas intéressante pour l'utilisation que nous envisageons.

* Mémoires mortes

Ces mémoires sont inscrites une fois pour toute, soit au cours de la métallisation, soit par l'utilisateur. Elles ne sont pas volatiles et sont très intéressantes par leurs tailles (DIP 24 broches) et leur prix (250 F environ). Ces mémoires sont généralement organisées en 1024, 512 ou 256 mots de 1 moment, 64 ou 32 mots de 8 moments. Elles sont très bien adaptées au problème que nous avons, mais sont trop récentes pour que nous ayons pu les utiliser.

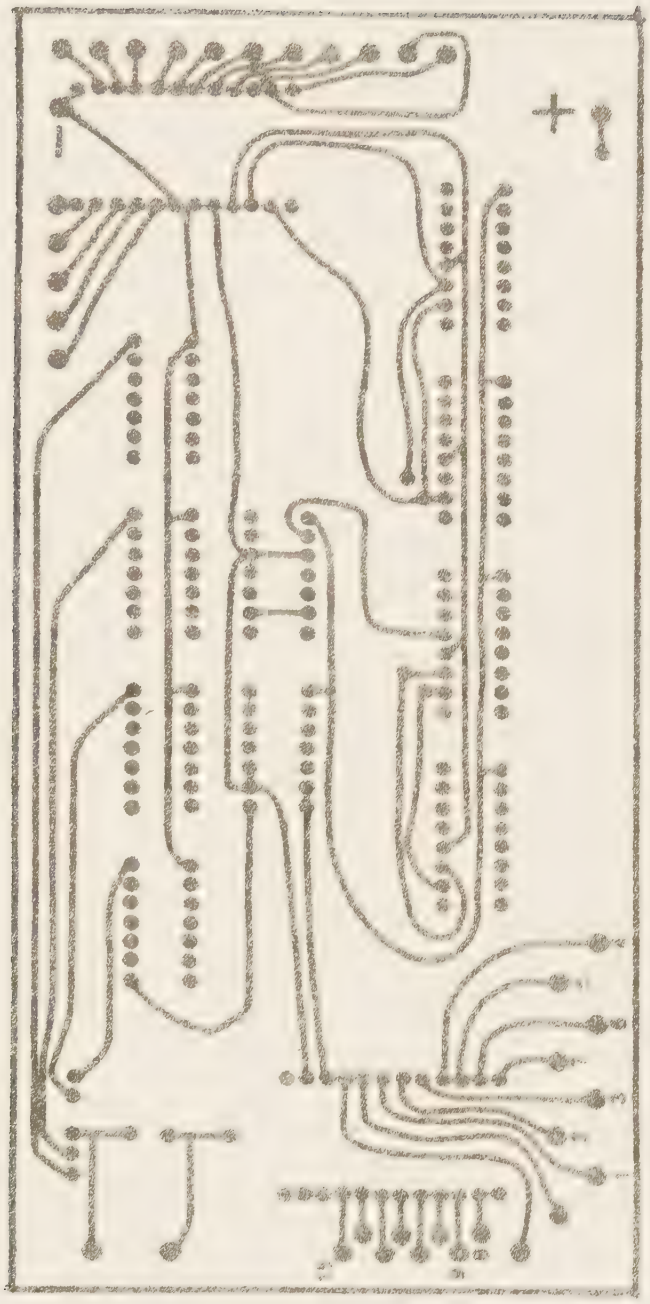
d) Le démultiplexeur ou décodeur

A chaque instruction (Nb), il faut que le programmateur effectue une opération (mise en route d'un moteur, branchement d'un circuit, etc...). Comme il y a 16 instructions, nous utilisons un décodeur 74 154 qui sélectionne en fonction de Nb un circuit à mettre en route.

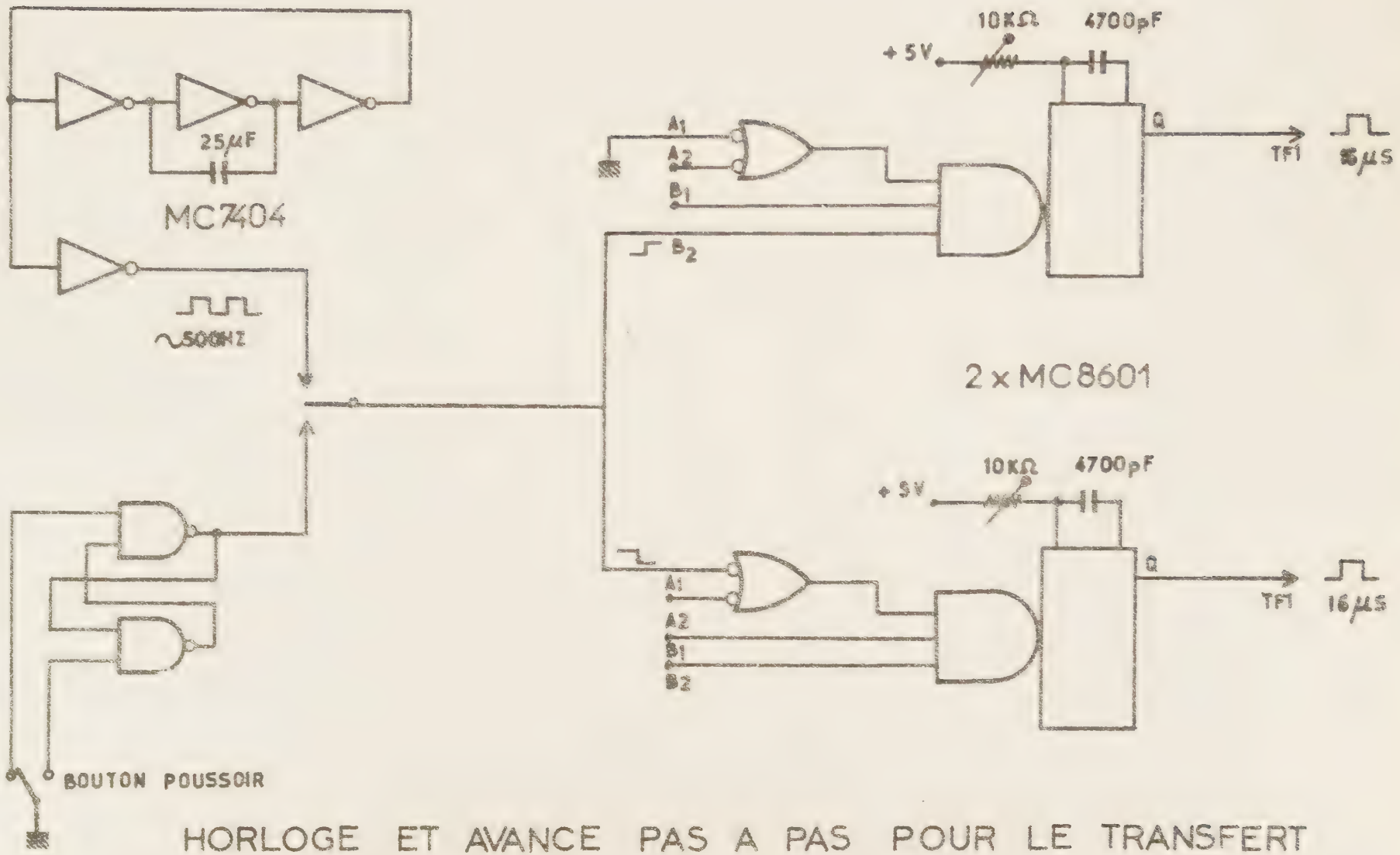
Le programmateur tient sur une plaque imprimée double-face de 8 x 16,5 cm. Nous pouvons réduire la taille en utilisant une mémoire en circuit intégré. (figure 23)

e) Circuits d'horloge (figure 24)

Nous n'avons pas besoin d'inhiber les horloges de transfert TF1 et TF2, grâce à la méthode de programmation. En effet, si



PLAQUE IMPRIMEE DU PROGRAMMATEUR .



HORLOGE ET AVANCE PAS A PAS POUR LE TRANSFERT DE MEMOIRE

une instruction n'est pas effectuée (fin de course = 0), nous gardons :

$$Nb = N'b$$

c'est-à-dire qu'à chaque transfert, nous conservons le même numéro d'instruction tant que celle-ci n'a pas été accomplie (fin de course = 1). Donc nous n'avons pas besoin d'arrêter le transfert, ce qui simplifie beaucoup les circuits d'horloge.

Quand Nb est présent, N'b apparaît au minimum au bout de 150 ns, cette rapidité nous a conduit à utiliser deux horloges pour ralentir en quelque sorte l'apparition de N'b. Sans cette méthode nous aurions dû avoir une horloge donnant une impulsion de 100 ns au maximum.

Les circuits comprennent une horloge réalisée avec un circuit intégré 7 404 et une capacité de 25 μF, ce qui donne un signal carré de 500 Hz environ.

Il y a aussi une bascule pour réaliser la mise au point pas à pas du programme, cette bascule est faite de deux circuits NON-ET, type 7400. Nous pouvons brancher soit l'horloge, soit la bascule à l'entrée de deux bascules monostables MC 8601 qui produisent deux impulsions d'environ 16 μs. La bascule 1 déclenchée sur le front montant, produit l'impulsion de transfert TF1. La bascule 2, déclenchée sur le front descendant, produit l'impulsion de transfert TF2.

Nous avons entre deux instructions successives un délai minimum de $\frac{1}{F}$, soit 2 ms. Ce délai est très court vis-à-vis des temps de réponse des moteurs et des autres circuits commandés. Il peut être réduit à 5 μs en utilisant une horloge à 200 kHz, et des impulsions de transfert de 1 μs.

Ainsi la photographie 12 représente les signaux TF1 et TF2 à une fréquence de récurrence de 200 kHz, et la photographie 13 les suites d'adresses obtenues pour un programme décrivant le cycle 1-2-3-4-5-6-7-8-9-10-11-12.

f) Extensions possibles de programmateur

Nous avons décrit un programmateur effectuant 15 instructions. Ce nombre d'instructions est relativement faible si nous voulons utiliser cet appareil pour des commandes plus complexes. Nous pouvons envisager de commander une prothèse de main avec un poignet actif, ou même une prothèse de bras. Aussi, nous faut-il accroître les possibilités du programmateur.

Il est facile de réaliser cette augmentation en employant un des deux procédés suivants :

Le premier consiste à utiliser plusieurs programmateurs à 15 instructions, le second procédé conduit à l'augmentation de la longueur du nombre Nb (adresse).

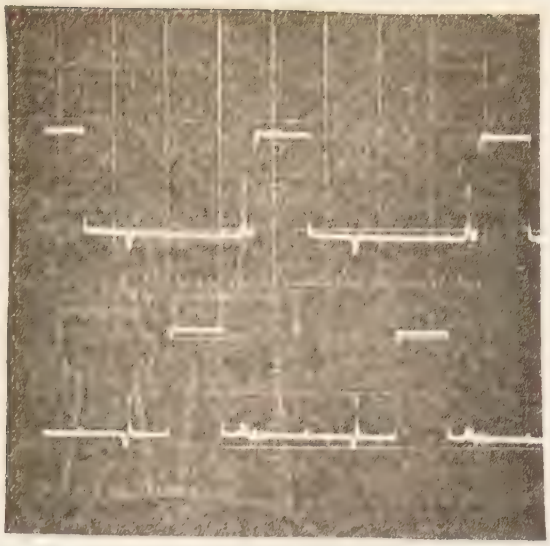
<u>Couplage de plusieurs programmateurs</u>

- en série

Nous connectons la sortie correspondant à la fin du

TF_1

TF_2



Photographie 12

Horiz. : 1 Micro-seconde par division .
Vert. : 2 v par division .

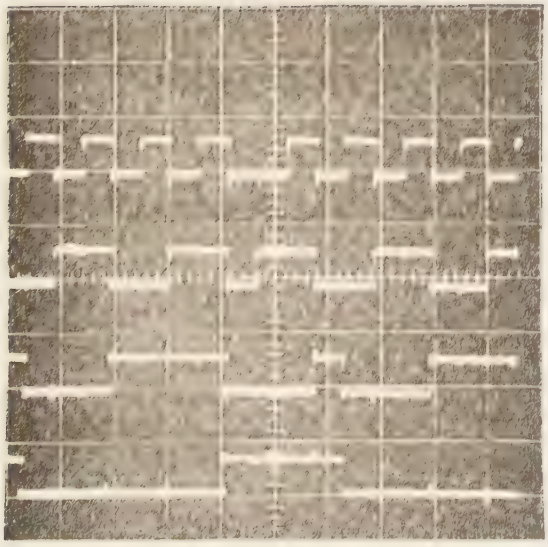
A

B

N_b

C

D



Photographie 13

Horiz. : 10 micro-seconde par division.
Vert. : 5 v par division .

programme du premier programmateur à l'entrée d'un autre programmateur (1ère instruction) et ainsi de suite. Cela demande que le problème puisse se résoudre en petits programmes de 15 instructions.

- en parallèle

Nous disposons d'un programmateur principal qui appelle quand il en a besoin des programmateurs secondaires qui exécutent des sous-programmes.

Augmentation de capacité

Nous pouvons réaliser cette augmentation en accroissant le nombre Nb. Ce nombre Nb peut avoir ainsi 5,6,7 ou même 8 moments. Ainsi un programmateur à 8 moments peut effectuer 256 instructions. D'une façon générale, si nous prenons une adresse Nb à "n" moments, nous pourrons exécuter 2 instructions.

Au point de vue réalisation, il n'y a pas de difficulté majeure. Ainsi, pour un programmateur à 8 moments, il faut 2 circuits 74 (double-quadruple bascules D) pour la mémoire-adresse, une mémoire-programme composée de 4 mémoires programmable de 64 mots de 8 moments. En entrée, nous avons besoin de 16 multiplexeurs 74 150 et en sortie de 16 décodeurs 75 154, ou d'une mémoire morte de taille suffisante en nombre de mots et en longueur de mot.

g) Programmation, application au cas de la prothèse

Nous disposons d'un circuit capable de suivre un programme donné. Ce programme correspond à la figure (16,17). Nous voyons

qu'il y a différents types d'instructions à savoir :

- choix
- opération avec contrôle
- opération sans contrôle.

Nous allons décrire la manière de réaliser les connexions de la plaque (figure 22) pour que le programme soit suivi par le circuit.

Supposons que le numéro de l'instruction soit 1 ou 0001 en binaire (code 8-2-4-1). Si la variable est présente (Sm = 0) la sortie (1) du décodeur est validée, si Sm = 1, c'est la sortie (16) qui est validée. Nous relions alors la sortie (1) à l'entrée du générateur de code qui donne le numéro de l'instruction suivante à effectuer (0010) soit 2.

Nous relions la sortie 16 à l'entrée (3).

- Opération avec contrôle

Le contrôle s'effectue par un contact "fin de course", par exemple. Si l'organe à mouvoir n'est pas en fin de course, le contact est ouvert (niveau haut sur l'entrée du multiplexeur correspondante (3 p.e.) . La sortie 3 du décodeur est validée, elle est reliée à l'entrée 3 du générateur de code. Ainsi, on reste sur le numéro d'instruction 3. Dès que la fin de course se ferme, c'est la sortie 18 qui est validée. Reliée à l'entrée 4 du générateur de code, elle permet de changer d'instruction.

- Opération sans contrôle

Il suffit pour la programmer de relier les sorties Nb et

Nb + 15 du décodeur à l'entrée N'b dont le numéro est celui de l'instruction suivante.

L'opération est effectuée grâce à une mémoire tampon ou mémoire de sortie qui est remise à zéro par une instruction ultérieure.

- Application au cas de la prothèse

La prothèse doit suivre le programme donné par la figure . Nous allons indiquer ici les opérations à effectuer à chaque instruction et les variables mises en jeu. Ceci est consigné dans le tableau 11. Le câblage de la mémoire s'effectue en suivant les indications du tableau 12.

IV - Circuits annexes

a) Variables de sorties

Pour ne pas avoir trop de variables à traiter et rester aussi dans les possibilités d'un programmateur à 15 instructions, nous avons dû faire des circuits de sorties qui utilisent la variable A (du compteur de la mémoire-mouvement) pour tenir compte des cas où A = 1 et du cas où A = 0. Rappelons que pour A = 1, nous devons avoir la flexion du pouce (pince latérale) et que pour A = 0, ce sont les doigts qui fléchissent.

Détaillons plus particulièrement les circuits donnant les variables CD et CP à partir de la sortie 9 du décodeur.

TABLEAU 11

numéro de l'instruction	opération à effectuer	effet
0001	B = 1 aller en 0010 B = 0 aller en 0011	Choix sur B
0010	tant que $Xeq_{PAA} = 0$ aller en 0010 quand $Xeq_{PAA} = 1$ aller en 0011	antépulsion du pouce jusqu'au fin de course Xeq_{PAA}
0011	DFO = 1 PFO = A Tant que Xeq DFO = 0 aller en 0011 Quand Xeq DFO = 1 et Xeq PFO = 1 aller en 0100 si A = 1	Ouverture rapide des doigts et du pouce (si A = 1)
0100	SM1 = 0 aller en 0100 SM1 = 1 aller en 0101	Choix sur SM1 génération de R(4)
0101	PFR = A DFR = 1 Tant que Xeq PL = 0 aller en 1110 quand Xeq PL = 1 aller en 0110	Fermeture rapide des doigts et du pouce (si A = 1). Arrêt quand les doigts sont en position de pince latérale.
0110	TP = 1, aller en 0011 TP = 0, aller en 0111	Choix sur TP si la température est trop élevée, la main s'ouvre.
0111	PFL = A DFL = 1 aller en 1000	Fermeture lente des doigts et du pouce si A = 1
1000	CRTL = 1 aller en 1001 CRTL = 0 aller en 1010	Choix en CRTL
1001	CD = $\overline{A}$ CP = A aller en 8	Contrôle de position volontaire des doigts (A = 0) du pouce (A = 1)

TABLEAU 11 (suite)

numéro de l'instruction	opération à effectuer	Effet
1010	INH1 = 0 STP = 1 aller en 1011 STP = 0 aller en 1000	génération de R(10) ouverture de la main si STP =1.
1011	Revenir au repos dans le sens nécessaire INH1 = 1 INH2 = 0	génération de R(11) remise à l'état de repos de la main.
1100	BLC = 0 tant que (a+b) = 0 aller en 1100 quand (a+b) = 1 aller en 1101	remise à zéro des capteurs.
1101	DP = 0, aller en 1101 DP = 1, aller en 1110	Choix sur DP départ du programme si DP = 1.
1110	INH2 = 1,aller en 0001	Donner un temporisateur sur 1 seconde, à la fin du délai INH2 = 1 et aller en 0001.

TABLEAU 12

n° de l'instruction	variable sur laquelle s'effectue le choix	BORNES					
		NNb (oui)	*	**	NNb (non)	*	**
1	B	00001	1	2	10001	17	3
2	Xeq PAA	00010	2	3	10010	18	2
3	Xeq DFO	00011	3	4	10011	19	3
4	SM1	00100	4	5	10100	20	4
5	Xeq PL	00101	5	6	10101	21	5
6	TP	00110	6	3	10110	22	7
7	-	00110	7	8	10111	23	8
8	CRTL	01000	8	9	11000	24	10
9	-	01001	9	8	11001	25	8
10	STP	01010	10	11	11010	26	8
11	Xeq RP et Xeq RD	01011	11	12	11011	27	11
12	(a + b)	01100	12	13	11100	28	12
13	DP	01101	13	14	11101	29	13
14	fin de temporisation	01110	14	1	11110	30	14
15	(inutilisé)	01111	15		11111	31	
	Mise à l'état initial	00000	0	12	10000	16	12

** Bornes du générateur de code

* Bornes des décodeurs

CD est obtenu en mettant en mémoire la variable 9. $\overline{A}$, la mémoire est remise à zéro par le signal R 10 produit à la fin du cycle (instruction 10).

De même CP est obtenu en mettant en mémoire la variable 9 . A. La remise à zéro est le signal R.10.

L'amputé grâce à une entrée spéciale met à "1" une bascule dont la sortie représente CRTL. Il peut faire cela à tout moment de la prise, puisque l'instruction 10 renvoie en 8 . Dès qu'il ne veut plus le contrôle volontaire (CRTL = 0), l'instruction 10 met à zéro les variables CD ou CP et le blocage du monostable du capteur d'extension (INH monostable 1). Ce monostable, lors de la contraction d'un extenseur, va produire le signal STP. Tant que ce signal n'est pas produit, la prothèse a un contrôle automatique.

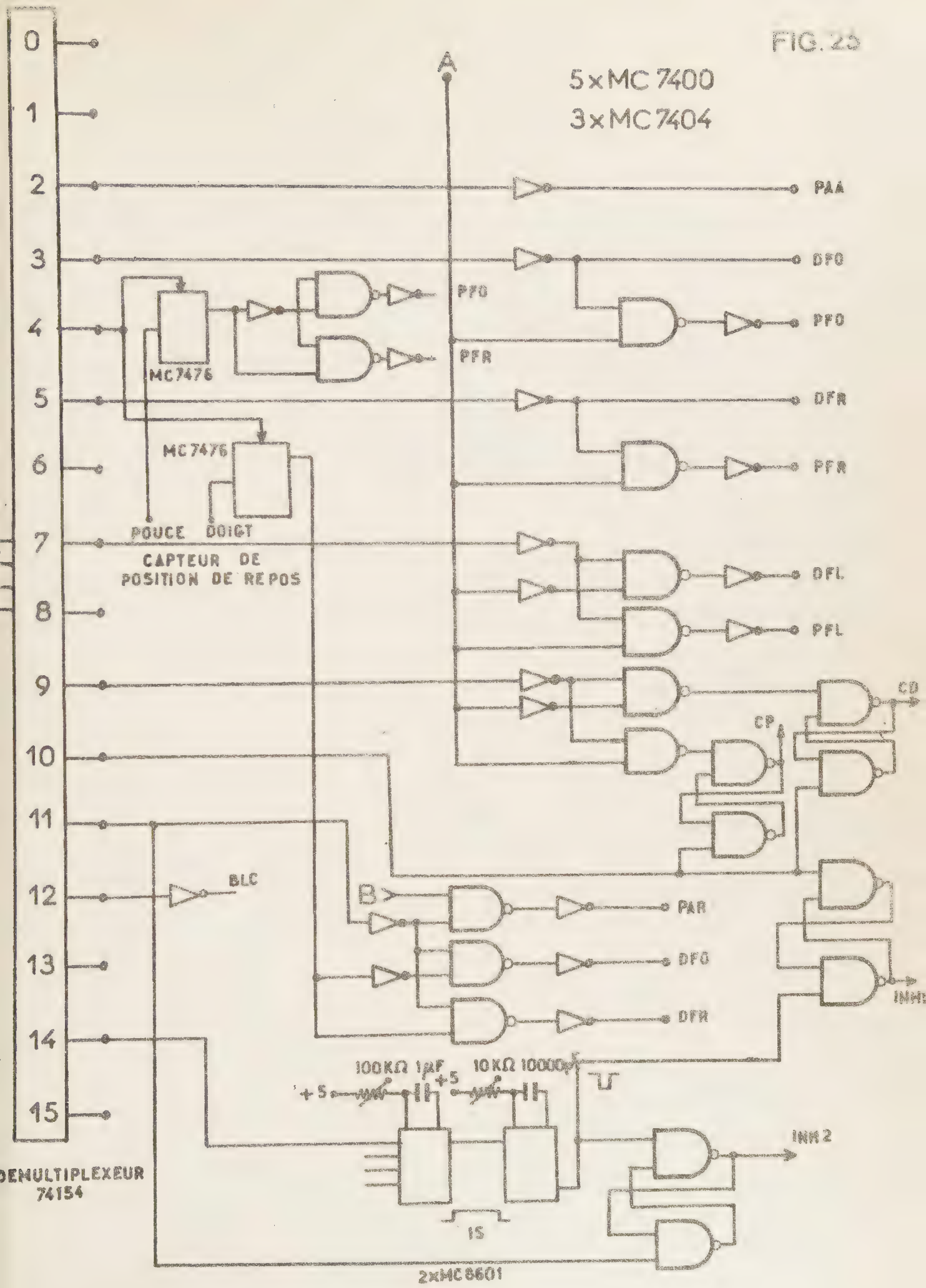
Ces circuits sont représentés à la figure 25. Ils sont tous placés en sortie du démultiplexeur (74 154).

b) Variables d'entrées

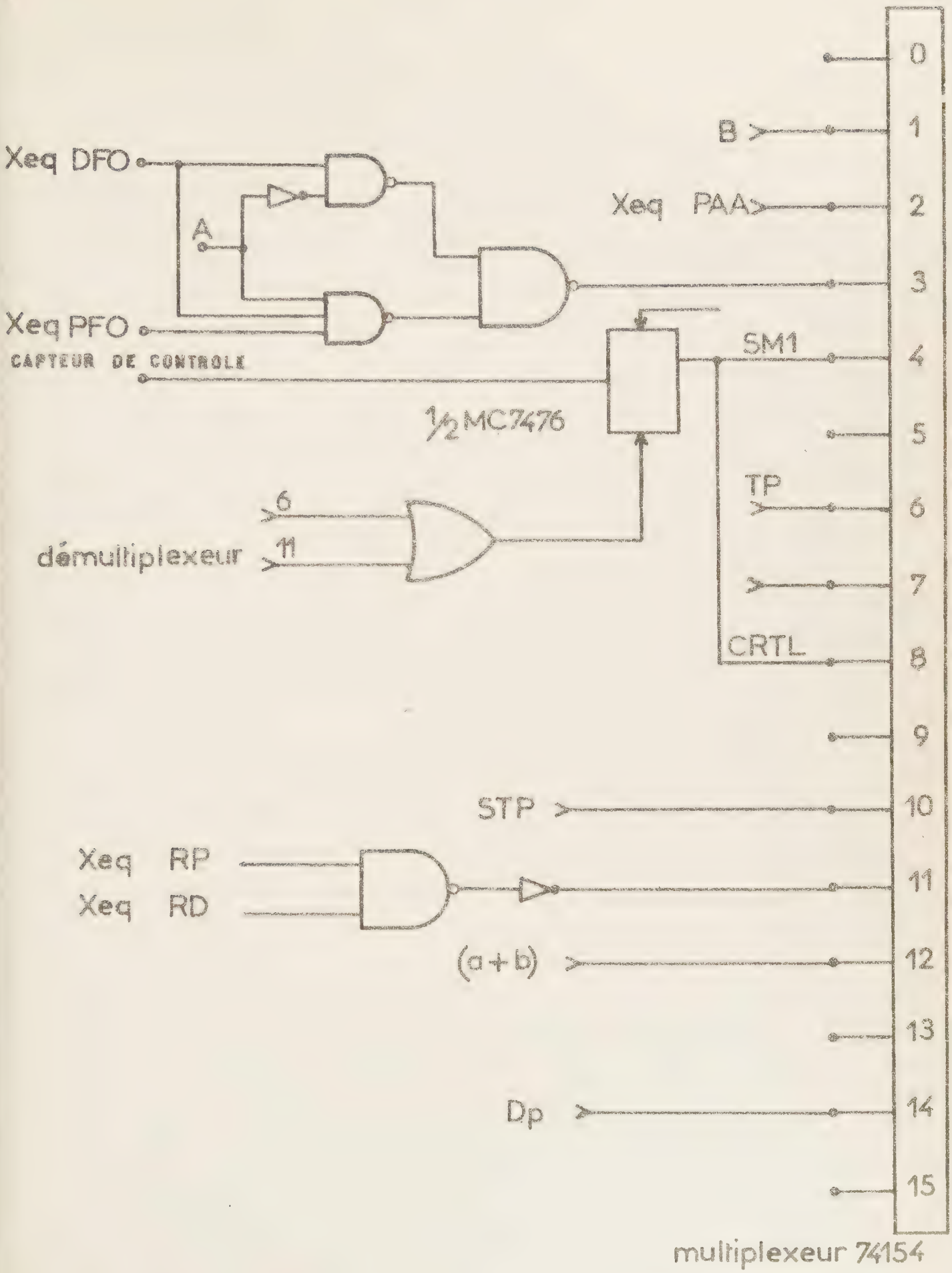
Elles sont obtenues par différents capteurs et fin de course. Elles sont mises à l'entrée du multiplexeur 74 150, suivant le schéma de la figure 26.

c) Autres moyens d'obtenir les variables de sorties

A chaque instruction, nous avons un certain nombre de variables de sortie à obtenir. Il nous a paru intéressant de songer



CIRCUITS DE SORTIES



CIRCUITS D'ENTREE DU PROGRAMMATEUR

à utiliser des mémoires à lecture seule. Le nombre Nb sert d'adresse avec des variables d'entrée telles que A.

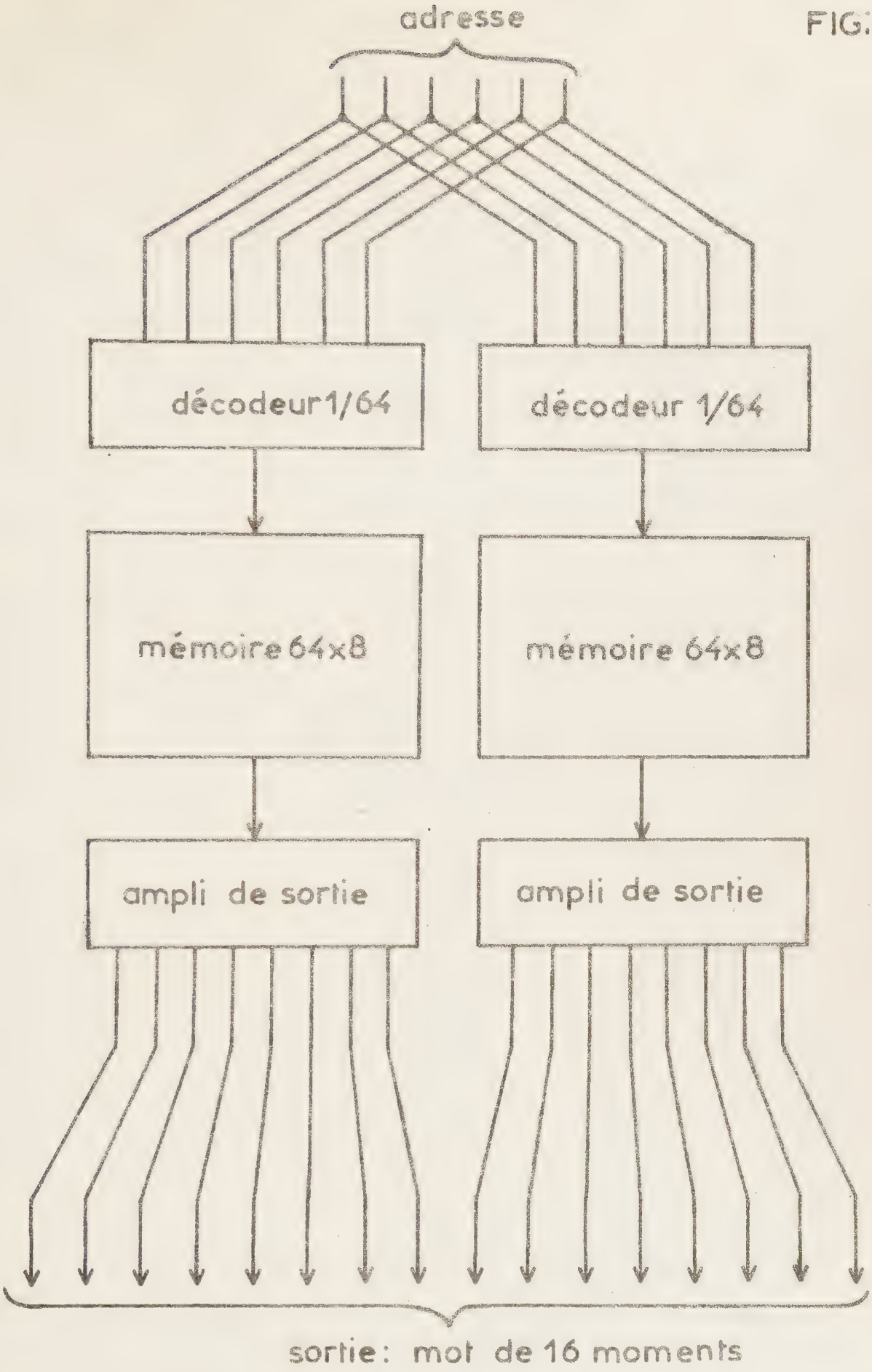
Nous allons placer dans la mémoire les 14 variables de sortie nécessaires. Celles-ci apparaîtront séquentiellement au rythme du nombre Nb. L'emploi de variables supplémentaires permet de traiter le nombre des sous-cas d'une même instruction. Par exemple, à l'instruction 3, il faut soit étendre les doigts seuls (A = 0), soit étendre les doigts et le pouce (A = 1). Nous pourrions en augmentant la capacité de la mémoire faire des analyses plus fines tenant compte de la position des doigts par exemple.

Nous avons pensé, pour utiliser nos 14 variables de sortie (tableau 13) utiliser deux mémoires mortes contenant 64 mots de 8 moments (figure 27).

Le circuit complet est donné figure 28. Nous pouvons constater la simplification par rapport au schéma de la figure 25, et aussi la réduction de la taille du circuit, car les mémoires sont contenues dans des boîtiers D.I.L. 24 broches, et il y a peu de circuits annexes.

Ce circuit n'a pas été réalisé, car les mémoires programmables sont encore chères (500 F), mais il nous a paru utile de décrire ce procédé qui est une application des mémoires mortes à des systèmes séquentiels, alors que ces dernières sont souvent utilisées en combinatoire pour effectuer des transcodages ou pour produire des fonctions (sinus, cosinus, affichage, etc...). Le mode séquentiel est obtenu d'ailleurs grâce au programmateur.

FIG: 27



ORGANISATION DE LA MEMOIRE "ORDRES"

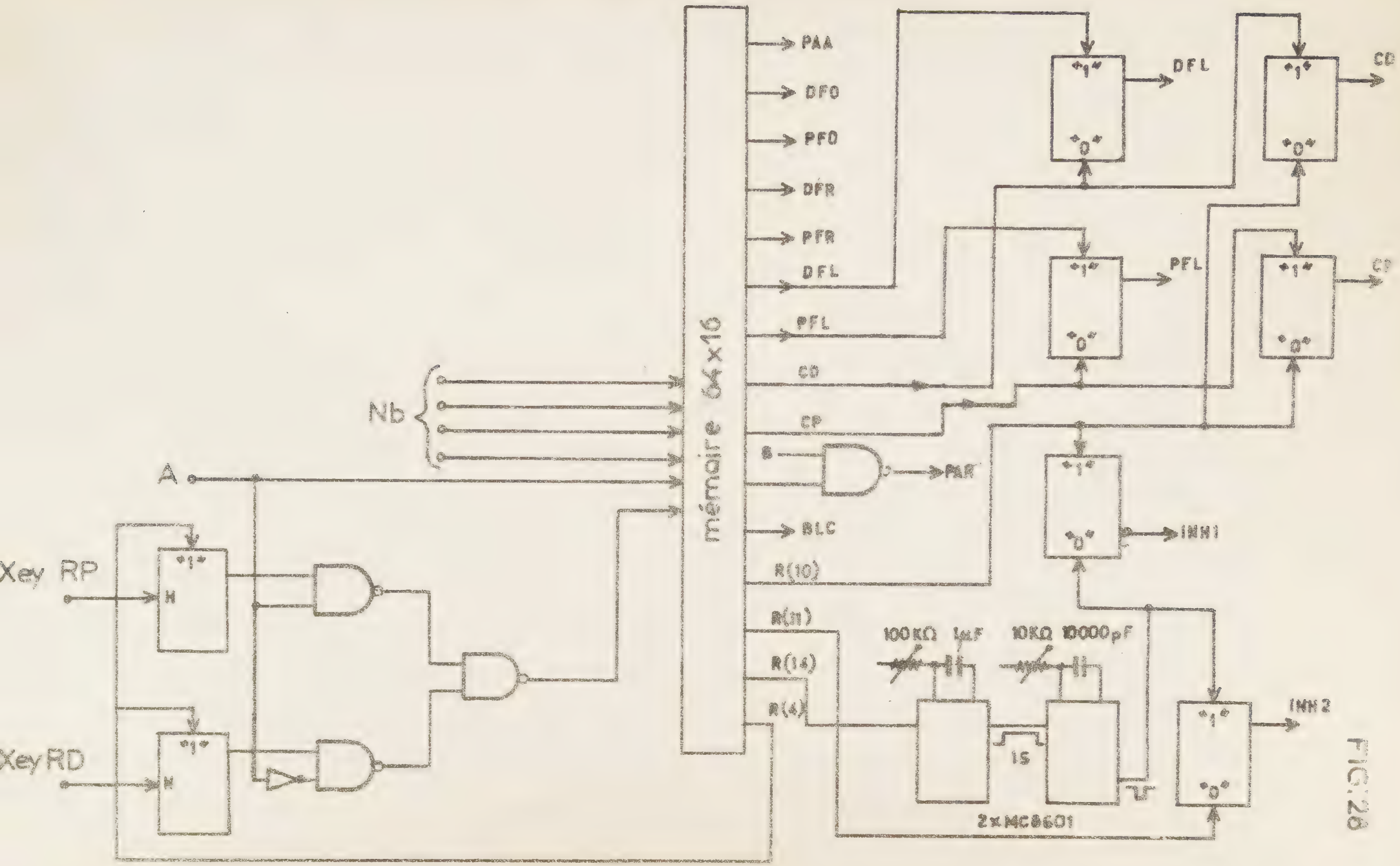

Xey RP
Xey RD
A
Nb
mémoire 64x16
PAA
DFO
PFO
DFR
PFR
DFL
PFL
CD
CP
B
BLC
R(10)
R(11)
R(14)
R(4)
PAR
"1"
"0"
H
DFL
PFL
CD
CP
INH1
INH2
100KΩ
1μF
10KΩ
10000pF
1S
2xMC8601

FIG.2B

TABLEAU 13

Nb	A	**	1 PAA	2 DFO	2 PFO	4 DFR	5 PFR	5 dFL	7 pFL	8 dd1	9 cp1	10 PAR	11 BLC	12 R4	13 R10	14 R11	15 R14	* adresses
00000	0	0																0
11000	0																	1
20100	0		1															2
31100	0	1																3
40010	0													1				4
51010	0					1												5
60110	0																	6
71110	0							1										7
80001	0																	8
91001	0									1								9
100101	0														1			10
111101	0	0		1	0							1						11
111101	0	1		0	1							1						43
120011	0												1					12
131011	0																	13
140111	0																1	14
151111	0																	15
00000	1																	16
11000	1																	17
20100	1																	18
31100	1			1	1													19
40010	1													1				20
51010	1					1	1											21
60110	1																	22
71110	1								1									23
80001	1																	24
91001	1										1							25
100101	1														1			26
111101	1	0		1	1		0											27
111101	1	1		1	0		1											59
120011	1	0											1					28
131011	1																	29
140111	1																1	30
151111	1																	31

(*) variables de sortie ** variables de position (Xeq RP et Xeq RD)

d) Convertisseur numérique-analogique

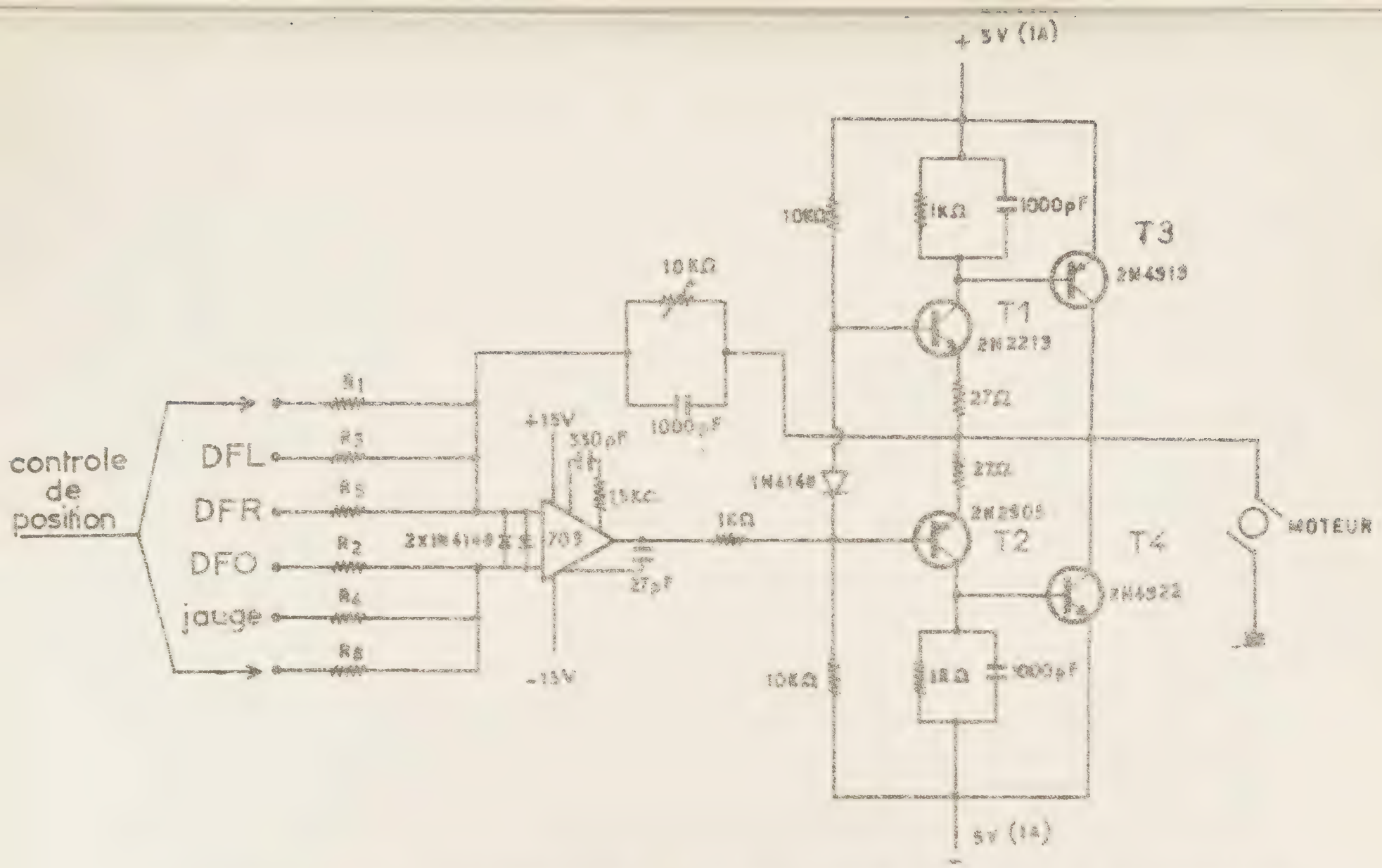
Nous avons pensé utiliser en un premier temps pour mobiliser la prothèse des moteurs électriques à courant continu et aimant permanent. Avec un moteur de ce type, nous avons étudié un circuit de commande s'adaptant au programmateur.

Le moteur doit pouvoir tourner dans les deux sens, à des vitesses différentes aussi bien dans un sens que dans l'autre. Nous avons aussi prévu une régulation de la puissance de serrage, grâce à un capteur de pression logé dans un doigt. Le circuit utilisé est assez classique.

Nous avons un amplificateur opérationnel, type MC 1709 C qui commande un étage de sortie composé de 2 transistors T1 et T2 montés en émetteur commun flottant. Ces deux transistors alimentent deux transistors de puissan e T3 et T4 qui sont montés en émetteur commun aussi, les deux collecteurs étant reliés ensemble à une borne du moteur qui ferme le circuit à la masse.

Une contre-réaction réglant le gain global est branchée entre la borne chaude du moteur et l'entrée (-) de l'amplificateur opérationnel.

Le circuit complet de commande d'un moteur est donné à la figure (29). Quand la variable DFL est haute , le moteur tourne pour refermer la main. Au moment du contact avec l'objet la jauge



CONVERTISSEUR NUMERIQUE-ANALOGIQUE POUR LA COMMANDE D'UN MOTEUR

FIG. 2

de contrainte placée dans un doigt délivre un signal proportionnel à la force de serrage. Ce signal va ralentir, puis arrêter le moteur; bien que le signal DFL soit toujours présent. Si l'objet a tendance à glisser, cette variable garantit la qualité de la prise.

e) Mise à l'état initial

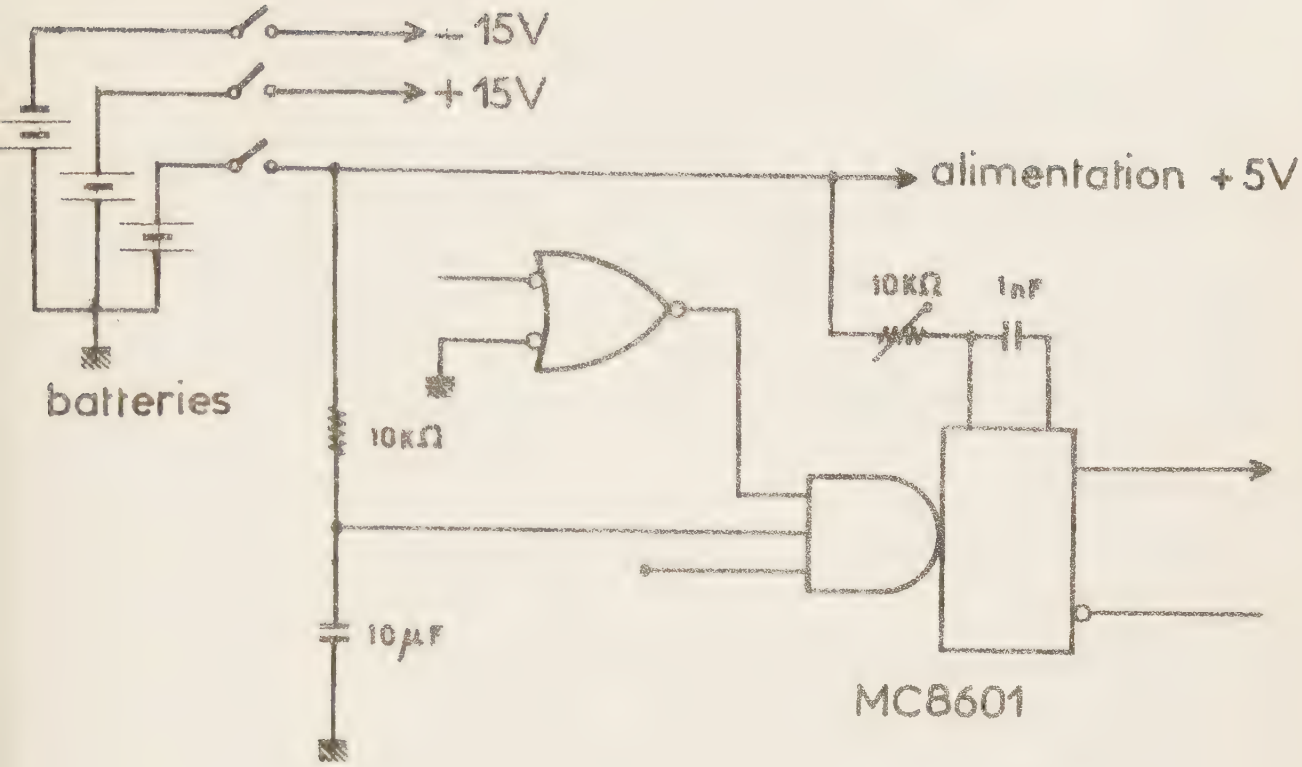
Il faut éviter les mouvements aberrants de la prothèse lors de la mise sous tension.

Le programmateur se place automatiquement à l'instruction 12. Cette instruction débloque le réglage automatique des capteurs d'extension et de flexion et arrête le réglage. Les niveaux de sorties des amplificateurs sont réglés (variable a + b) l'instruction 12 exécutée, le programmateur se place en attente (instruction 13).

A la mise sous tension, le circuit temporisateur de la figure 30 produit une impulsion qui positionne à leur état initial les circuits suivants :

Circuits	état	
mémoire "mouvements"	A = 0	B = 0
Compteurs CB1 et CB2	0	
Bascule du capteur de 2 contrôles	0	
Bascule des capteurs de 3 positions	0	

FIG.30



CIRCUIT DE MISE A L'ETAT INITIAL

CHAPITRE V - DESCRIPTION DES CARACTERISTIQUES A DONNER A UNE PROTHESE DE MAIN POUR S'ADAPTER AUX COMMANDES PRECEDENTES

Nous avons décrit différents systèmes permettant le fonctionnement automatique d'une prothèse. Nous avons été amenés à considérer la prothèse elle-même et ses caractéristiques, pour qu'elle soit bien adaptée aux circuits électriques décrits dans le cadre d'une étude de prothèse qui se poursuivra au laboratoire après notre thèse qui constitue un travail de départ.

Structure mécanique de la prothèse

Il est vraisemblable qu'il faudra s'orienter vers une structure de la prothèse voisine de la structure anatomique. Les doigts doivent avoir un squelette qui sera recouvert d'un gant imitant l'aspect extérieur d'une main vivante. Pour ces doigts, il faudra étudier les articulations (emplacement, constitution) pour obtenir la mobilisation la moins consommatrice d'énergie. De même, la fabrication de doigts avec phalanges doit être envisagée à partir des résines plastiques qui permettent un moulage par injection pour augmenter la rapidité de production.

Il faut ainsi songer à la mobilisation par des muscles artificiels, des câbles ou des bielles, chaque élément devant être utilisé là où il est le plus avantageux.

L'emplacement des capteurs (pression, température, glissement, de proximité, etc...) doit être étudié avec soin et englobé dans l'étude générale. On pourra ainsi prévoir des capteurs de position continus sur des articulations importantes.

Le pouce pose un problème particulier vu son mouvement qui peut s'inscrire dans un cône. L'étude du mouvement physiologique conduit à penser que deux plans de liberté sont suffisants. Il faut un plan de flexion pour la pince latérale, et un plan d'antépulsion pour la pince tridigitale. Nous pensons que le pouce qui tourne autour d'un axe parallèle au plan de la paume, pour se placer en opposition,est anti-physiologique.

Le poignet peut avoir un rôle passif et être positionné en légère extension. Si on veut le mobiliser, il n'est pas utile à première vue de le rendre flexible dans le plan de la main autour d'un axe perpendiculaire à ce plan. Il faut que la commande du poignet soit tout au moins très intégrée si on veut une liberté de mouvement analogue au mouvement physiologique. Comme la prono-supination est souvent conservée, il est peu utile de prévoir un mécanisme pour la réaliser. Par contre, lors d'une amputation au-dessus du coude, ou même juste en dessous , il faut pouvoir exécuter une prono-supination.

L'articulation du coude et celle de l'épaule ont fait l'objet de nombreux travaux. Il semble que la mobilisation par des effecteurs pneumatiques soit la plus efficace. Il se pose toutefois le problème de la commande, car dans ce cas il n'existe plus de muscles de l'avant-bras pour y capter des signaux. L'ordinateur doit être employé. Notre programmateur peut trouver là un développement intéressant, associé à des mémoires mortes programmables pour réaliser des mouvements automatiques : Pour tendre la main, il faut déplier le coude et lever le bras au niveau de l'épaule.

De toute façon, l'étude ultérieure d'une prothèse efficace ne peut être entreprise qu'avec une équipe composée de plusieurs ingénieurs (mécaniciens, électroniciens) et médecins (physiologistes, anatomistes). Il faut aussi songer à faire des quantités de maquettes pour se permettre de les briser aux essais, afin de réaliser du matériel solide.

*
* *

CHAPITRE VI - CONCLUSION

Nous venons de décrire un automatisme séquentiel destiné à réduire la part consciente de l'amputé pour la commande de sa prothèse.

Le problème important est de recueillir d'une manière simple les commandes venant de l'amputé et quelle soit la situation anatomique des points de captage, de disposer cependant d'un contrôle volontaire de la prise si cela est souhaité par l'amputé.

Pour recueillir les commandes, nous avons utilisé des jauges de contrainte. Le signal délivré par ces jauges n'est pas proportionnel à la force de serrage, mais comme il n'est utilisé qu'en variable binaire, il est suffisant.

Si l'on désire un signal proportionnel à la force de serrage développée par le muscle, il convient de prendre le signal myo-électrique à partir de capteurs de surface ou implantés.

Le signal doit être filtré ou même analysé en fréquence (spectre) de manière sommaire pour en retirer l'information utile (59,60). Cette méthode d'analyse de spectre en temps réel est promise à un avenir certain grâce aux multiplieurs en circuits intégrés nécessaires à l'analyse spectrale.

Il est aussi possible de recueillir un signal proportionnel à la force, grâce à des capteurs de pression implantés.

Nous avons vu qu'il était possible de disposer d'un signal proportionnel à la force de serrage. Cependant, pour commander une prothèse, il faut toute une suite d'ordres qui ne peuvent pas être demandés à un patient de peur de l'épuiser. Aussi doit-on créer cette suite d'ordres de manière artificielle. Il est ainsi possible d'utiliser un ordinateur, mais l'amputé n'aura pas beaucoup de liberté.

Aussi avons-nous conçu un programmateur qui "ordonne" une suite ou séquence d'instructions en fonction de variables extérieures, telles les commandes venant de l'amputé, les conditions extérieures, la position de la prothèse. Ces instructions mettent en marche les "moteurs" nécessaires à la réalisation de la prise, effectuent des branchements de contrôle vers les doigts ou vers le pouce, inhibent les capteurs de commande, et même contrôlent la qualité du signal.

Pour connaître la position de la prothèse, nous utilisons des variables binaires à 1 moment facilement compatibles avec les capacités du programmateur. Cependant, des variables de positions à plusieurs moments peuvent être envisagées dans la mesure où nous pouvons facilement accroître les capacités du programmateur. Cet accroissement peut être obtenu de diverses façons : couplages ou augmentation de la capacité de mémoire.

La deuxième façon est envisageable grâce à l'apparition de mémoires mortes programmables en circuits intégrés.

Ces mémoires sont aussi utiles comme organes de sorties pour obtenir les variables de sorties du programmateur. Cette solution réduit les risques d'erreurs dues aux aléas de commutations.

Dans la perspective d'une fabrication industrielle, on peut faire des montages hybrides en couche épaisse, regroupant sur un carré de quelques centimètres de côté, le contenu des circuits imprimés. Les composants utilisés sont fabriqués pour des besoins industriels et sont bon marché.

Ce programmateur ou des versions plus puissantes doivent permettre d'envisager la possibilité de prothèses de main ou de bras et même d'orthèses rendant la vie plus simple aux personnes appareillées.

*
* *

BIBLIOGRAPHIE

1 PIERRON G.
Prothèses de main - A.F.A.

2 HERBERTS P.
Myo-electric signals in control of prosthesis. Studies on arm amputees and normal individuals. Acta Orthop.Scand. suppl. Danem., 1969, # 124, 1-84, 179 réf.

3 KNOTT L.W.
Basis principles in use of ortheses and prostheses. Mod. Treatm., U.S.A., 1968, Fol. 5, # 5, 900-905.

4 WEDLICK L.T.
External power and recent concepts in control of limb prostheses. Med. J. Austral., 1969, vol. 56, # 6, 278-280.

5 DURING J., Van MILTENBURG T.C.M.
An E.M.G. operated control system for a prosthesis. Med. Biol. Engng, G.B., 1967, vol. 5, # 6, 597-601.

6 HERBERTS P., KADEFORS R., KAISER E., PETERSEN I.
Implantation of micro-circuits for myo-electric control of prosthesis.
J. Bone & Joint Surg., 1968, vol. 50 B, # 4, 780-791.

7 TUCKER F.R., SCOTT R.N.
Development of a surgically implanted myo-telemetry control system. J. Bone & Joint Surg., 1968, vol. 50 B.# 4, 771-779.

8 VODOVNIK L., LONG C. (II), RESWICK J.B., LIPPAY A., STARBUCK D.
Myo-electric control of paralysed muscles.
IEEE Transactions, Bio-medical engineering, 1965, vol 13, # 384, 169-172.

9 PACELA A.F.
Collecting the body's signals.
Electronics, 1967, July 10, 103-112.

10 POPOV G.
The bio-electrically controlled prosthesis.J.Bone & Joint Surg.
47 B, 421-424.

11 M.C. KENZIE D.S. - The Russian myo-electric arm.
47 B, 418-420 - J. Bone & Joint Surg. 1965

12 SCOTT R.N.
Myo-electric control of prosthesis and ortheses.
Bulletin of prosthetis research, 1967, 10-7, p. 93-114.

13 LOZAC'H Y., LIPPAY A.L., SHERMAN E.D., GINGRAS G.
Helping hands.
Electronics, 1967, August 7, 125-131.

14 SHERMAN E.D., GINGRAS G., LIPPAY A.L.
Evolution récente des prothèses des membres sup. mues par une énergie ext. J. Med. Mond. Français, 1968, vol 15 # 5, 93-96.

15 SALISBURY L.L., COLMAN A.B., MARCUS L.F.
An electromechanical hand with automatic proportional control of prehension.
D.B.M. 34 11, 456.

16 HIERTONN T. & al.
An above elbow prosthesis with EMG controlled prehension.
D.B.M. 34 12, 457.

17 VODOVNIK L., Mc LEOD W.
Electronic detour of broken nerve paths.
Electronics, 1965, september 20, 110-116.

18 Anonyme
Le système OTTO-BOCK
Info. technique Otto-Bock, Orthopädische indus., W.Germany.

19 FYSON J. , JILBERT P.H., TRUSCOTT J.R.
Design consideration in a myo-electric prosthesis.
Proceedings IEE, 1969, vol. 116, # 2, 181-190.

20 TRUSCOTT J.R.
Developments in the British myo-electric hand prosthesis for clinical use.
DBM 34 6, 451.

21 Anonyme
Myo-electric hand prosthesis.
publié par : United Kingdom Atomic Energy Authority.
March 1967.

22 BOTTOMLEY A.H.
Myo-electric control of powered prosthesis.
47 B, 411-415. J. Bone and Joint Surg. 1965

23 SUZUKI J., TATEIWA M., ZENITANI T.
Myo-electrically controlled hand prosthesis.
DBM, 1967, 26 5, 366.

24 Notice technique de la Main yougoslave. Institut Michaelo Pupin. Non publiée.

25 HORN G.W.
Muscles voltage moves artificial hand.
Electronics, 1963, October 11, 34-36.

26 RABISCHONG P.
Perspectives actuelles des prothèses de main.
Revue SANDOZ, n° 10 16-18.

27 KINNIER WILSON A.B.
Hendon pneumatic power units and controls for prostheses and splints.
J. Bone and Joint Surg. - 47 B, 435-441. 1965

28 LYMARK H.L., MOHL F.N.
An electromechanical forearm and hand.
D.B.M., 34 8, 453.

29 ALFIERI
La mano di Collins per gli amputati di arto superiore
Minerva Ortop. Ital., 1970, vol 21, # 1, 47-50.

30 MORECKI A., MAZARCZUCK K.
Some problems of bioelectric control of natural and artificial hands.
Arch. Bud. Maszyn, Polska, 1969, vol. 16, # 1, 109-122.

31 Article paru dans la Tribune Médicale, 15 novembre 1968, 10-11.
La prothèse "Bras de Boston" peut être commandée par la volonté du sujet.

32 HARRISON L.
Paralytics brain + Myocoder = Hope
Electronics, 1964, november 30, 74-78.

33 RESWICK J.B. , VODOVNIK L.
Topics on man-machine communication in orthotic and prosthetic systems. D.B.M. 34 5, 450.

34 TOMOVIC R.
Multilevel control of mechanical multivariable systems as applied to prosthetics.
IEEE Trans. Automat. control, USA, 1968, vol 13# 1,72-74.

35 HINDERMEYER J., GAUDEAU Cl.
L'électronique : avenir fonctionnel des tétraplégiques.
Réadaptation, Fr, 1968, # 149, 23-26.

36 Mc KENZIE D.S.
The clinical application of externally powered artificial arms.
J.Bone and Joint Surg. - 47 B, 399-410. - 1965

37 WIRTA R. W., TAYLOR D.R., FINNEY F.R.
Engineering principles in the control of external power by myo-electric signals.
Arch. phys. Med. Rehabilit., USA, 1968, vol. 49,# 5,294-296.

38 Anonyme
A helping hand.
Electronics, 1965, september 20,42-43.

39 WHITNEY D.E.
Resolved motion rate control of manipulators and human prostheses.
IEEE Trans. Man-Mach. Syst. USA, 1969, vol. 10 # 2, 47-53.

40 NICKEL V.L., KARCHAK A.Jr, ALLEN J.R.
Electrical powered orthosic systems.
J. Bone & Joint Surg. Amer. Ed, 1969, vol 51 A # 2, 343-351.

41 SCHWARTZ J.T., MOE M.L., HEDBERG C.A.
A coordinated motion controller for an electric arm.
Digest of the 5 th annu. Rocky mount. Bioengng Symp.
IEEE, 1968, 26 21, 7 ,44-48.

42 NICKEL V.L., SAVILL D.L., KARCHAK A.jr, ALLEN J.R.
Synthetically powered orthotic systems.
J. BONE and JOINT Surg. - 47 B, 458-464. 1965

43 ANTONELLI D.J., WARING W.
Circuit for a one degree of freedom myo-electric control.
Medical research engineering, 1967, 4th q,vol. 6 # 4,35-38.

44 LUCACCINI L., GROTH H., LYMAN J.
Evaluation of the AIPR pneumatic prosthesis.
Bulletin of prosthetics research, 1967, 10-7, p. 115-p.164.

45 WELLMITZ G., HAGEN H.
Döppelgängiger pneumatischer Zylinder.
Beitr. Orthop., 1969, vol 16 # 9, 532-533.

46 NICKEL V.L., WARING W.
Future developments in externally powered orthotic and prosthetic devices.
J. Bone and Joint Surg. - 47 B, 469-471. - 1965

47 THORKILD J.E.
Development of externally powered upper extremity orthotic systems.
J. Bone and Joint Surg. - 47 B, 465-468. - 1965

48 MARQUARDT E.
The Heidelberg pneumatic arm prosthesis.
J. Bone and Joint Surg. - 47 B, 425-434. - 1965

49 FURNEE E.H.
Hybrid instrumentation in prosthetics research.
D.B.M., 1967, 34 x 1, 446.

50 KRIEGHOFF R., GLASS K., GRIMM E., HEINITZ W., SCHNEIDER R.
Eine Hyrid-Prothese für Ohnhänder.
Beitr. Orthop., 1969, vol 16, # 10, 622-627.

51 KLASSON B.L., KLEVEBRING K.E.
A multifonction control valve for pneumatic artificial arms. D.B.M., 34 9, 454.

52 Anonyme
Fluid power in biomedical engineering, New applications for a new decade.
Hydraul. and Pneumat., 1970, vol. 26, # 6, 81-85.

53 Anonyme
Novel artificial arm gives wearer six degrees of freedom.
Prod. Engng., U.S.A., 1969, vol. 40, # 21, 15-16.

52bis GAVRILOVIC M.M., MARIC M.R.
Positional servo-mecanism activated by artificial muscles.
Med. Biol. Engng., G-B, 1969, vol. 7, 77-82.

54 HIRSCH C., KADEFORS R., KAISER E., PETERSEN I.
An implantable micro-circuit for long term telemetry of myo-potentials.
D.B.M. 1967, 26 x 4, 365.

55 Notes d'application Endevco n° 597 et 500.

56 PERRIN, DENOUETTE, DACLIN
Synthèses des systèmes séquentiels - Tome II - DUNOD

57 HUSSON R.
Cours de commutation de l'ENSEM non publiés.

58 AUTRIC J.B.
Micro-programmateur pour automatisme séquentiel. Application à une prothèse de main.
Mesures et Automatisme, à paraître juin 71.

59 KWATNY E., THOMAS D.M., KWATNY M.G.
An application of signal processing techniques of the Study of Myo-electric signals.
IEEE Trans. Bio-Med. Engng, 1970, vol. BME 17 n° 4,303-313.

60 KREIFELDT J.G.
Signal versus noise characteristics of filtered EMG used as a control source.
IEEE Trans. Bio-Med. Engng, 1971, vol. BME 18, n° 1, 16,22.

DBM : Digest of the 7th international conference on medical and biological engineering, 1967, Stockholm.

AFA : Journée d'information sur les prothèses et orthèses mues par une force extérieure.
Association Française pour l'appareillage
PARIS - Mai 1968